

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Realizace měření dechové činnosti pomocí EKG
Realization of Measuring Respiratory Activity using an ECG

2020

Dominik Kotala

Zadání bakalářské práce

Student: **Dominik Kotala**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: Realizace měření dechové činnosti pomocí EKG
Realization of Measuring Respiratory Activity using an ECG
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Studium možností měření dechové činnosti vyhodnocením EKG.
2. Seznámení se s konstrukcí DAU jednotky pro měření a záznam napěťových signálů.
3. Návrh a realizace měřicího řetězce pro záznam EKG.
4. Implementace frekvenčního filtru pro získání dechové křivky z EKG.
5. Provedení reálných měření.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] CHMELÁŘ, M., A. DRASTICH a J. ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika 2*. 1. vyd. Praha : Nakladatelství techn. lit., 1984. 179 s.
- [2] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika 1*. Brno: CERM, 1995. 192 s. ISBN 80-8586-763-X.
- [3] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995, xxxii, 2862 s. ISBN 0-8493-8346-3/978-0849383465.
- [4] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, c1992, 204 s. ISBN 80-01-00884-3.
- [5] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [6] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [7] MACKAY, R. Stuart. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993, xiv, 540 s. ISBN 0-7803-4718-8.
- [8] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010, xv, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [9] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [10] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [11] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press, 1995, 512s. ISBN-10: 0195058232, ISBN-13: 978-0195058239.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Vladimír Kašík, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2019

Datum odevzdání: 30.04.2020



doc. Ing. Jiří Kozíorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně a uvedl jsem v seznamu literatury všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne 15. května 2020

Podpis autora:



Poděkování

Rád bych tímto poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Vladimíru Kašíkovi Ph.D. za odbornou pomoc a rady při zpracování mé závěrečné práce.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zaměřuje na problematiku odhadu dechové křivky pomocí záznamu elektrokardiogramu. Teoreticky je popsána funkce dýchacího systému, srdce a jejich vzájemné ovlivnění, které má za následek změnu EKG v průběhu respiračního cyklu. Jednotlivé postupy odvození dechové křivky jsou rozepsány a pro tuto práci je následně vybrán jeden z nich, kterým se stala metoda R amplitudy. Praktická část je zaměřená především na digitální zpracování signálu EKG z pacienta pro příslušnou metodu a její provedení, ale je také popsán návrh analogového měřicího řetězce pro přímé měření. Výsledky odhadnuté dechové křivky jsou porovnány s reálnou respirační činností.

Klíčová slova

dechová křivka, EKG, odhad dechové křivky, metoda R amplitudy, LabVIEW, respirační frekvence

Abstract

This bachelors thesis focuses on the subject of extraction of respiratory signal from the ECG. In the theoretical part the respiratory system is described as well as the hearth and how they influence each other resulting in the change of the ECG when breathing. Individual methods were described and one of them was selected for this thesis, which was the R amplitude method. The practical part is mainly focused on digital processing of the ECG signal from patient for the method used. But also the design of the measuring analog circuit is included. The results of the derived respiration are compared with the real breathing activity.

Keywords

respiration signal, ECG, derived respiration, R amplitude method, LabVIEW, respiratory rate

Obsah

Seznam zkratek	8
Seznam ilustrací a tabulek	9
1. Úvod	10
2. Měření dechové činnosti	11
2.1. Měření dechových parametrů	12
2.1.1. Spirometr	12
2.1.2. Pneumotachograf	12
2.1.3. Analýza respirovaných plynů	12
2.1.4. Další metody	13
2.2. Činnost srdce	13
2.2.1. Anatomie a fyziologie srdce	14
2.2.2. Elektrická činnost srdce	14
2.3. Záznam EKG	15
2.3.1. Svody EKG	16
2.3.2. Vlny a segmenty	17
2.4. Ovlivnění EKG dýcháním	18
3. Metody odvození dechových parametrů z EKG	20
3.1. Metody založené na změně úhlu elektrické osy srdce	20
3.2. Jednosvodové metody založené na morfologických změnách tepu	21
3.2.1. Metoda R amplitudy	21
3.2.2. Metoda RS amplitudy	21
3.2.3. Metoda Plochy QRS	21
3.3. Metody založené na variaci tepové frekvence	22
4. DAU jednotka	23
4.1. Připojení DAU jednotky k počítači	23
5. Návrh měřicího řetězce EKG	25
5.1. Předzesílení	25
5.2. Filtrace	27
5.3. Koncové zesílení	29

6.	Zpracování signálu pro získání dechové křivky	30
6.1.	Návrh zpracování pro metodu R amplitud	30
6.2.	Provedení metody v LabVIEW	32
6.3.	Zdroje signálů EKG	36
6.4.	Ovládání a přední panel.....	39
7.	Měření a výsledky	41
8.	Závěr	44
	Literatura	45
	Seznam příloh.....	47
I.	Schéma zapojení analogové části EKG.....	i
II.	Návrh pro výrobu DPS analogové části EKG.....	ii

Seznam zkratek

AD	analogově digitální
BPM	beats per minute (tepů za minutu)
CMRR	potlačení souhlasného signálu
DAU	data acquisition unit
DP	dolní propust
EDR	EKG derived respiratory (dechová činnost odvozená z EKG)
EEG	elektroencefalografie
EKG	elektrokardiografie
EMG	elektromyografie
GUI	grafické uživatelské rozhraní
HP	horní propust
OZ	operační zesilovač
USB	universal serial bus

Seznam ilustrací a tabulek

Obrázek 1: Přehled respirace, hlavní mechanizmy	11
Obrázek 2: Spirometr s vodním uzávěrem	12
Obrázek 3: Clarkova elektroda pro měření koncentrace O_2	13
Obrázek 4: Převodní systém srdeční	15
Obrázek 5: Mechanická práce a EKG srdce	16
Obrázek 6: Goldbergovy EKG svody	17
Obrázek 7: Wilsonovy hrudní unipolární svody	17
Obrázek 8: Popis elektrokardiogramu	18
Obrázek 9: Ovlivnění amplitudy EKG signálu během respirace zjednodušeně	19
Obrázek 10: Variace tepové frekvence v závislosti na dýchání	22
Obrázek 11: DAU jednotka	23
Obrázek 12: Ověření funkčnosti sběru dat	24
Obrázek 13: Blokové schéma měření biosignálu	25
Obrázek 14: Vnitřní zapojení INA126	26
Obrázek 15: Schéma zapojení přístrojového zesilovače	27
Obrázek 16: Schéma horní propusti	28
Obrázek 17: Schéma dolní propusti a koncového zesílení	28
Obrázek 18: Vytvoření virtuální země a připojení výstupu ke konektoru	29
Obrázek 19: Blokové schéma návrhu zpracování	31
Obrázek 20: Amplitudová charakteristika dolní propusti	32
Obrázek 21: Amplitudová charakteristika pásmové zadržky	32
Obrázek 22: Zvýraznění R kmitů	33
Obrázek 23: Předzpracování signálu	33
Obrázek 24: Algoritmus použité detekce špiček	34
Obrázek 25: Detekce špiček a jejich vykreslení	34
Obrázek 26: Interpolace (původní vzorky, lineární a spline interpolace)	35
Obrázek 27: Interpolace, vykreslení dechové křivky a výpočet dechové frekvence	35
Obrázek 28: Metoda filtrace	36
Obrázek 29: Výběr zdroje signálu pro zpracování	37
Obrázek 30: Simulace EKG – nastavení	37
Obrázek 31: Čtení dat ze souboru	38
Obrázek 32: Načítání vzorků z DAU jednotky	39
Obrázek 33: Přední panel pro zpracování EKG z databáze	40
Obrázek 34: Srovnání dechové křivky u záznamu m019	42
Obrázek 35: Srovnání dechové křivky u záznamu b001	42
Obrázek 36: Srovnání dechové křivky u záznamu m020	42
Tabulka 1: Parametry vybraných přístrojových zesilovačů	26
Tabulka 2: Vyhodnocení průměrné dechové frekvence	43

1. Úvod

Dýchání patří mezi nejdůležitější základní funkce nutné pro život a jeho měření hraje významnou roli ve sledování stavu pacienta. Respirační odchylky mohou vést u populace k mnoha problémům a nemocem a jejich sledování může být účinným nástrojem ke kontrole zdraví sledovaného jedince.

Přímé měření dechových parametrů může v mnoha případech představovat menší či větší praktický problém. Je zde potřeba použití speciálního vybavení, které nemusí být vždy a ve všech situacích dostupné, metody nejsou vhodné pro dlouhodobé měření, mohou být pro pacienty nepříjemné a navíc mohou ovlivňovat spontánní dýchání pacienta, který si je vědom, že je monitorován, a zanášet tak do výsledku artefakty.

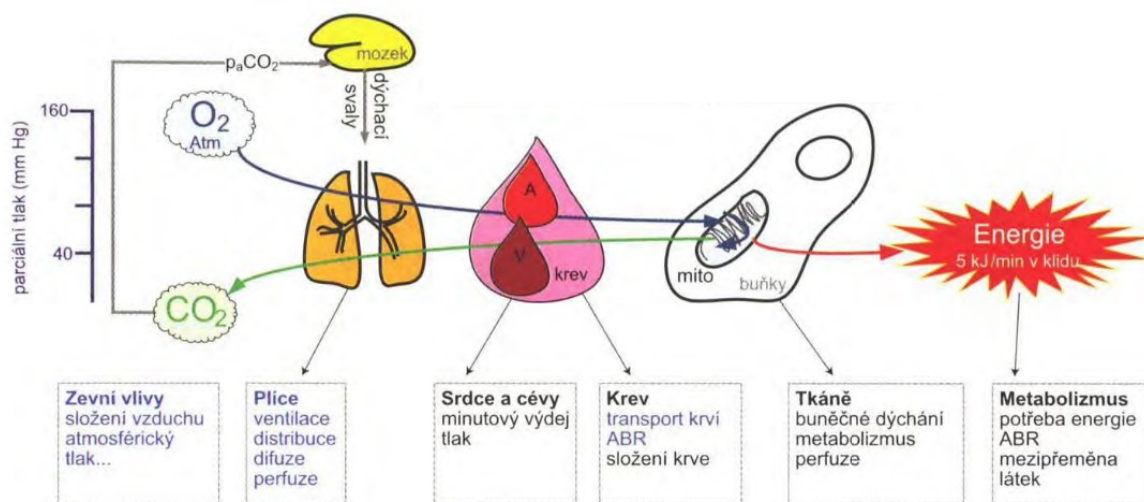
Proto je výhodné pokusit se k tomuto problému přistupovat jinak. A v tomto případě jde o odvození dechové křivky ze snímaného EKG signálu. Dýchání totiž ovlivňuje srdeční činnost v mnoha směrech a je tedy možné z ní respiraci odvodit, což může značně zjednodušit praktická měření u pacientů, neboť činnost srdce je již téměř vždy monitorována. Proto odpadá použití dalších snímačů a přístrojů a celý proces se zjednodušuje.

Cílem této práce je tedy popis možností měření dechové aktivity, výběr metody pro odvození respirační křivky z EKG a její provedení pomocí filtrace a dalšího zpracování signálu. Nakonec bude ověřena její funkčnost, případně přesnost, na měřených signálech elektrické aktivity srdce několika pacientů. Problémy respiračního systému jsou velmi časté a zodpovědné za mnoho závažných onemocnění. Odvození respirační činnosti z EKG může být účinnou a jednoduchou metodou monitorování této životně důležité funkce v mnoha případech.

2. Měření dechové a srdeční činnosti

Sledování parametrů respirace je spolu se sledováním dalších životních funkcí důležitým a často používaným ukazatelem zdraví pacienta.

Dýchání, neboli respirace, je fyziologický proces k udržení homeostázy mezi okolním, vnějším, a vnitřním prostředím těla jedince. Dochází k přiměřené výměně plynů v plicích, a to hlavně kyslíku, který je pro celé tělo velmi důležitý hned z několika důvodů, a oxidu uhličitého, který je naopak potřeba z těla vyloučit. Samotný akt dýchání se skládá z inhalace, tedy nasátí vzduchu do plic z okolí, a z exhalace, tedy naopak vypuzení plynu, jenž nyní obsahuje větší množství CO_2 . Respiraci můžeme rozdělit na zevní a vnitřní. Zevní dýchání zabezpečuje výměnu vzduchu mezi okolím jedince a organismem, kterou zajišťují plíce. A vnitřní dýchání představuje předání energie na úrovni buněk a zajišťují ji mitochondrie. [1][2]



Obrázek 1: Přehled respirace, hlavní mechanismy [1]

Za normálního dýchání v klidu dospělý člověk dýchá objem přibližně 6 až 7 litrů za minutu, frekvencí kolem 10 až 14 dechů za minutu. Tedy na jeden nádech asi půl litru vzduchu. K zjišťování těchto a dalších parametrů slouží spirometrická měření, díky nimž je možné porovnávat kvalitu respirace. Základní metody jsou spirometrie a pneumotachografie, které umožní měřit dechové objemy a průtoky, ale pro některé další parametry je nutné využít jiných metod, jako například pletysmografie. [2]

Poškození či absence dýchání může vést k nezvratným poškozením až ke smrti jedince již během několika minut. Důsledkem zástavy je především přebytek oxidu uhličitého, na to nastává acidóza a rychlé narušení homeostázy. Dále nedostatek kyslíku, tedy akutní nedostatek energie buněk. To se tělo snaží vyřešit přechodem na anaerobní metabolismus, což je krátkodobé řešení, které ovšem opět vede k acidóze a narušení rovnováhy. A obojí, tedy jak přebytek CO_2 , tak nedostatek O_2 , je stejně důležité a je nutné je okamžitě řešit, což znovu zdůrazňuje důležitost monitorování respirační činnosti v praxi. [1]

Správná výměna plynů se dá vyhodnotit analýzou inhalovaných a exhalovaných plynů. Mezi dnes nejpoužívanější přístroje pro tato měření se řadí především analyzátory O_2 s Clarkovou sondou a IR analyzátory oxidu uhličitého, případně taky kapnografie u intubovaných pacientů. [2]

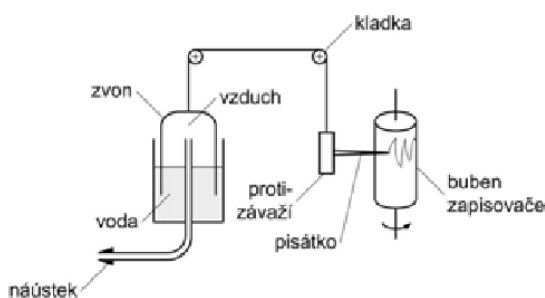
2.1. Měření dechových parametrů

V klinické praxi se používá několik metod pro měření dechových parametrů. Většinou se jedná o přímé měření, které vyžaduje speciální sondy a přístroje. Mezi měřené parametry patří především dechová frekvence, plicní objemy, kapacity a průtoky. Měřit se mohou parametry statické nebo dynamické, tedy v průběhu času.

2.1.1. Spirometr

Spirometr je speciální diagnostický přístroj, který je určen hlavně pro měření objemů a kapacit plic, výsledkem je grafický záznam. Dva základní druhy jsou s vodním nebo suchým uzavěrem. Dnes je již využívání spirometrů minimální, ale v minulosti bylo častým diagnostickým nástrojem.

Nejstarší a taky nejjednodušší spirometr s vodním uzavěrem, využívá trubice, která je vyústěna do zvonu uloženém ve válci s vodou. Při výdechu se objem plynu pod zvonem zvětšuje a zvon se tedy posouvá směrem vzhůru. Během nádechu je tomu naopak. Pohyb zvonu může být snímán různými snímači, v minulosti to bylo jednoduše pomocí písátka na papír. [2]



Obrázek 2: Spirometr s vodním uzávěrem [2]

Spirometr se suchým uzávěrem funguje na podobném principu, píst se s respirací pohybuje ve válci, který je uložen horizontálně, a těsnost zajišťuje gumový návlek. S tímto typem je možné naměřit i mnohem rychlejší změny objemu, ovšem vyžaduje také náročnější údržbu. [2]

2.1.2. Pneumotachograf

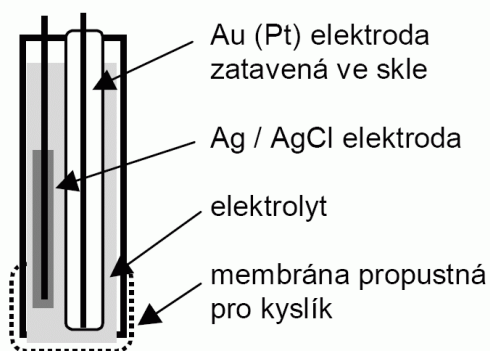
Tento další diagnostický přístroj měří jako primární veličinu objemový průtok, ale lze jej použít i pro nepřímé měření objemu. Výhodou je, že měření může probíhat neomezeně dlouhou dobu a přístroje jsou malé, přenosné a nenáročné svou údržbou. V dnešní době jsou využívány převážně pneumotachografy s diferenčním manometrem, který využívá rozdílu tlaku ve dvou místech Venturiho trubice, a ultrazvukové pneumotachografy, jenž pracuje na principu sčítání rychlostí ultrazvuku a proudícího plynu. [2]

2.1.3. Analýza respirovaných plynů

Z monitorování poměrů plynů ve vydechovaném a vdechovaném vzduchu lze opět poznat stav pacienta. Především se jedná o rovnováhu mezi kyslíkem a oxidem uhličitým, jejichž nadbytek či nedostatek může být fatální. U operací s anestézií je navíc běžné monitorovat i koncentraci anestetik.

V lékařské praxi se momentálně používá pár druhů speciálních analyzátorů, které musí splňovat požadavky na rychlost, snadnou kalibraci a rychlou odezvu. Zároveň by měly mít odpovídající kompenzaci vnějších vlivů. [2]

Nejčastějším druhem pro měření CO_2 je infračervený analyzátor, který funguje na principu různých absorbcí infračerveného světla různými plyny. Absorbované záření se projeví na výstupu sníženou energií. Pro měření koncentrace kyslíku ovšem tento typ není možné použít a používá se Clarkova elektroda, ta využívá chemických reakcí mezi katodou z platiny či zlata a anodou Ag/AgCl ponořených v elektrolytu. Důležitým prvkem je membrána propustná pouze pro kyslík. Při konstantním vnějším napětí se měří změna proudu, která je dána difundací O_2 přes propustnou membránu ke katodě. Výhodou takovýchto konstrukcí je reakce prakticky pouze na kyslík. [2][3]



Obrázek 3: Clarkova elektroda pro měření koncentrace O_2 [3]

2.1.4. Další metody

Existují i jiné metody pro měření dechové křivky a dechové frekvence, které se více či méně používají v klinické praxi.

Jednou z nich je odporový snímač, který je připevněn elastickým pásem na hrudník a změny polohy hrudníku jsou základem pro odvození parametrů respirace. Další může být termistor umístěný v nose. Ten využívá změny teploty ve vydechovaném a nadechovaném vzduchu a pomocí dalšího zpracování se opět dá promítnout dechová křivka. [2]

V neposlední řadě se měření dechové aktivity dá také odvodit ze záznamu elektrické činnosti srdce EKG či pomocí pletysmografie. Právě odvození z EKG signálu je předmětem této práce a navazují na něj další kapitoly.

2.2. Činnost srdce

Srdce tvoří spolu s cévním systémem krevní oběh, který slouží pro transport krve a jejích složek v těle. Krev může naplno plnit svou funkci pouze tehdy, pokud je zachována její nepřetržitá cirkulace organismem. Cirkulaci obstarává právě mohutná pumpa srdce. Jeho levá polovina pumpuje krev do systémového, tzv. velkého tělního oběhu, a pravá polovina do plicního oběhu. [1]

2.2.1 Anatomie a fyziologie srdce

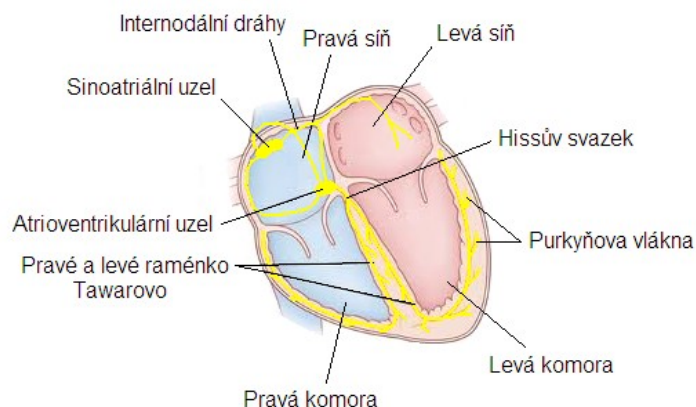
Srdce je dutý nepárový orgán, který má na starost cyklické vypuzování krve do organismu. Funguje tedy jako silná a nepřetřžitě pracující biologická pumpa. Nachází se v oblasti hrudníku mezi pravou a levou plicí, pod hrudní kostí. Velikostí se podobá sevřené lidské pěsti a hmotnost dosahuje přibližně 300 g.

Myokard je hlavní stavební složkou srdce. Jedná se o silný speciální druh příčně pruhovaného svalu, který nelze ovládat vlastní vůlí. Vnitřní vystélka se nazývá endokard a pevně srůstá se svalovinou myokardu. Na vnější straně potom celý orgán obaluje perikard. Jednotlivé části srdce jsou pravá a levá síň a pravá a levá komora. Do pravé síně vstupují horní a dolní dutá žíla, které přinášejí žilní, neokysličenou, krev. Ta je potom vypuzena přes chlopně do pravé komory a dále plicní tepnou do plic, kde je okysličená a vrací se plicními žilami zpět do srdce, tedy do levé síně, levé komory a odtud je velkým tlakem vypuzena do aorty a celého těla, aby krev mohla působit svou funkcí. Zároveň z aorty, v blízkosti aortální chlopně, odstupují velmi důležité věnčité tepny, které zastávají funkci krevního zásobení samotné srdeční svaloviny a při jejich poškození nebo ucpání srdce nemusí fungovat správně, což může mít fatální následky. [1][4]

Činnost srdce jakožto pumpy je zajištěna střídáním kontrakce a relaxace svaloviny komor. Relaxace, též diastola, je proces, kdy se do komor hrne krev, která je potom s kontrakcí, systolou, tlačena do velkých tepen. Do samotných komor se krev dostává ze síní, kde je přiváděna opět z těla pomocí dutých žil a plicních žil. Mezi síněmi a komorami jsou chlopně, které slouží jako jednocestný ventil a propouštějí krev pouze jedním směrem a nedovolí její návrat do předsíní. [1]

2.2.2 Elektrická činnost srdce

Celé srdce je řízeno elektrickými impulsy, které jsou tvořeny v sinoatriálním uzlu. Ten se nachází v oblasti pravé síně a je primárním pacemakerem, to znamená, že fyziologických podmínek vzniká elektrický vzruch právě zde. Potenciál se potom šíří do atrioventrikulárního uzlu mezi pravou předsíní a komorou, kde také dochází ke zpoždění impulsu, aby systola komory nastala o něco později a docházelo k ideální účinnosti. Z atrioventrikulárního uzlu postupuje elektrický vzruch dále Hisovým svazkem, skrz dvě Tawarova raménka až přes Purkyňova vlákna, která už rozvádějí vzruch po celé svalovině obou komor. Tento systém se nazývá převodní systém srdeční a zajišťuje správnou funkci synchronizací síní a komor. Elektrická činnost se dá zaznamenat, stejně jako jiné bioelektrické potenciály, pomocí specializovaných přístrojů jako EKG záznam. [2][4]



Obrázek 4: Převodní systém srdeční [4]

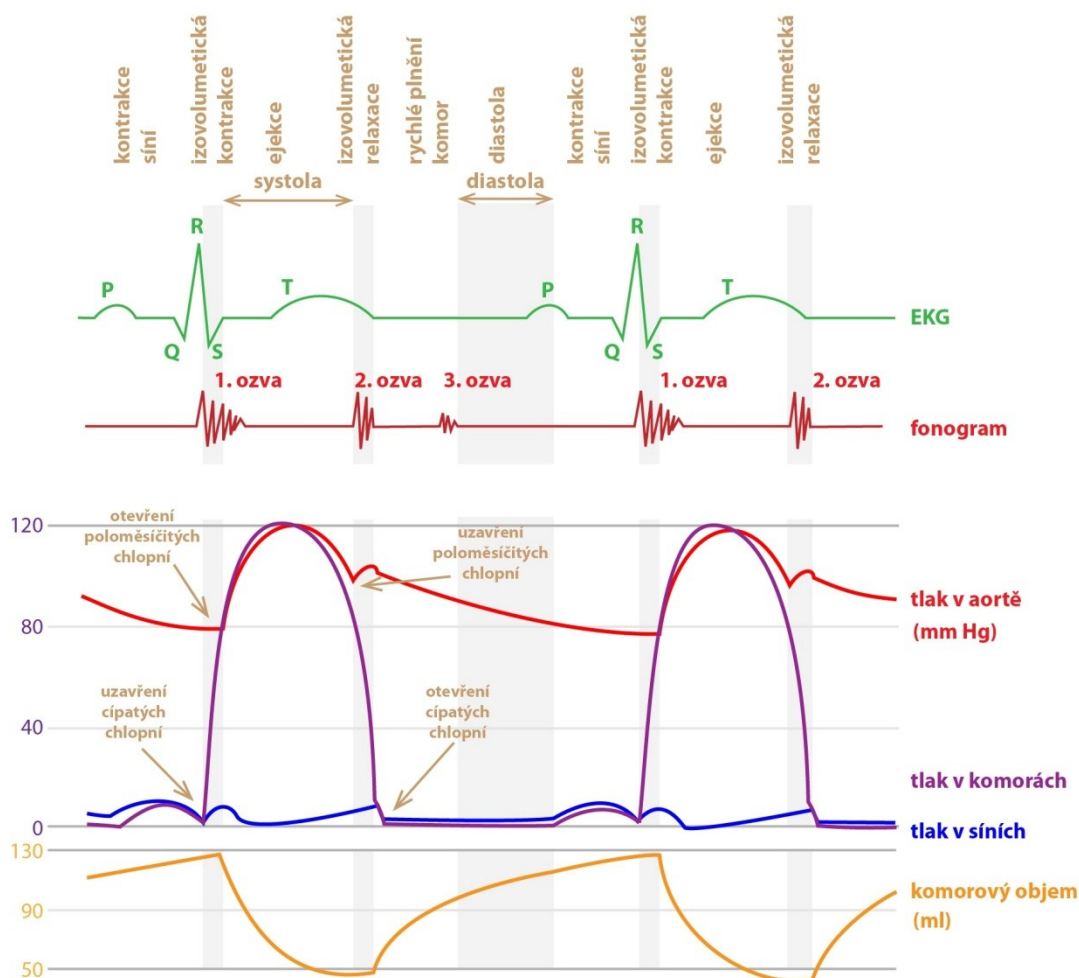
2.3 Záznam EKG

Srdeční aktivita je řízena elektrickým signálem, který přímo v oblasti srdce zároveň vzniká. Tento signál se dá měřit specializovanou metodou zvanou elektrokardiografie, neboli EKG. Samotný záznam se nazývá elektrokardiogram a lze z něj vyčíst základní části srdeční aktivity a na základě porovnání jejich intervalů, tvarů a amplitud odhalit a určit různé odchylky a vady tohoto dutého orgánu.

Každý srdeční cyklus zahajuje spontánním vytvořením akčního potenciálu v sinoatriálním uzlu, který se dále šíří, jak již bylo zmíněno. Mechanická práce myokardu je vyvolána právě těmito impulsy a je tedy zřejmé, že obě tyto činnosti jsou navzájem propojené a na sobě závislé. Zde se můžeme bavit o elektrické a mechanické systole, případně diastole, kdy mechanická je vždy oproti elektrické opožděna a její trvání je delší. Frekvence srdeční aktivity je řízena nervově parasympaticky, tedy pomocí inervace z nervus vagus a hormonálně sympatickou inervací a to díky noradrenalinu a adrenalinu. [6]

Během průchodu elektrického signálu z sinoatriálního uzlu dále srdcem pomocí převodního systému vznikají změny napětí, jež je možné pomocí elektrod a elektrokardiografu zaznamenat i z povrchu těla. Tento záznam má poté dobrou informativní funkci o srdeční akci, její frekvenci, poloze srdce, případně může sloužit jako upozornění na různé patologické změny. Některé z těchto parametrů lze pomocí výpočtů a dalšího zpracování použít pro odvození dechové frekvence. [6]

Průběh EKG lze odvodit, pokud měříme na končetinových elektrodách a srdce považujeme za elektrický dipól. Elektrody tvoří rovnostranný trojúhelník, který se nazývá Einthovenův a srdce leží v jeho středu. Na svodech se potom projeví změny vektoru dipólu do stran toho trojúhelníku. Akční potenciál se šíří síní jako depolarizační vlna, což je na EKG promítnuto jako vlna P. Jelikož je pravá síň depolarizovaná, směřuje vektor dipólu k hrotu srdce a vlna P se tedy projeví na všech třech svodech kladně. Následuje mechanická systola komor. Signál dále postupuje k atrioventrikulárnímu uzlu, kde se zpožďuje, aby se plně nasatily komory. Depolarizace komor probíhá z levé strany na pravou, stejným směrem se orientuje vektor srdečního dipólu, což se projeví jako QRS komplex. Dále přichází plato fáze, kdy se membránové napětí mění velmi pomalu a proto je na EKG viditelná rovná linie, po které nakonec následuje vlna T, což je důsledek nesouměrné repolarizace obou komor. [2]



Obrázek 5: Mechanická práce a EKG srdce [6]

2.3.1 Svody EKG

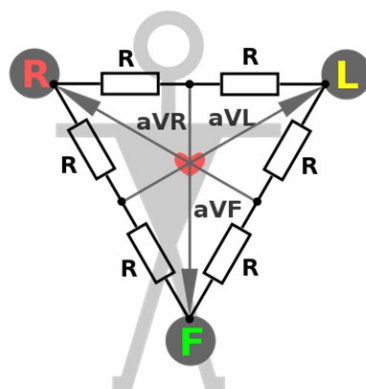
Elektrické pole a jeho změny je možné měřit i na povrchu těla, díky dobré vodivosti okolních tkání srdce. Je to častá neinvazivní diagnostická metoda v lékařské praxi. Je možné využít různých rozmístění elektrod a výsledných svodů, ale v praxi se nejčastěji používá dvanáctisvodové EKG, díky kterému je možné činnost srdce sledovat z různých směrů. Případně jednodušší pouze končetinové třísvodové nebo další modely, které se používají ve speciálních případech.

Pro elektrody se nejčastěji používá slitina Ag/AgCl v provedení jako klipsny pro končetinové elektrody a balónky pro hrudní elektrody. [2]

Základem pro měření jsou Einthovenovy bipolární končetinové svody, též standartní. Ty jsou tři, umístěné na pravé ruce (RA), levé ruce (LA) a levé noze (LL), a nesou označení I, II a III. Dále se často používá čtvrtá elektroda na pravé noze (RL), která ovšem neslouží ke snímání, ale jako pomocná ve zpětné vazbě při zesílení signálu a zajišťuje eliminaci nevhodných rušení. Jednotlivé svorky elektrod přitom mají zavedené barevné značení. Toto zapojení je jednoduché, ale výsledná zaznamenaná změna není tak velká jako u hrudních svodů. [2][6]

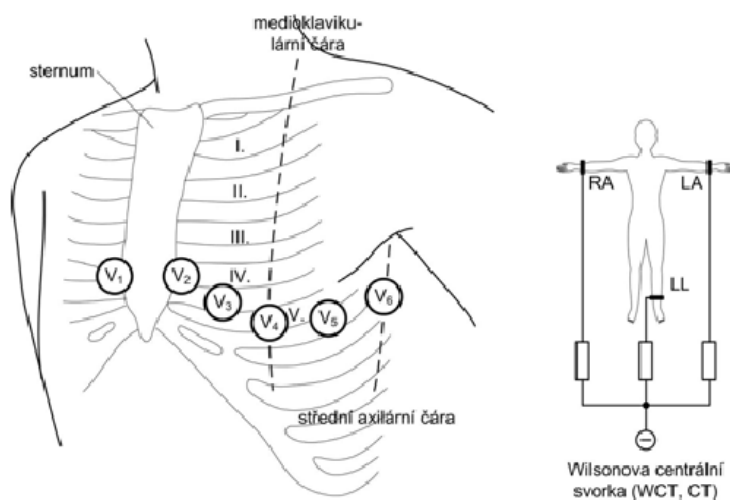
Rozšířením standartních končetinových svodů dostaneme svody Goldbergovy. Využívají stejných elektrod, ovšem v každém svodu je pouze jedna elektroda přímo na končetině a zbývající dvě

tvoří společně přes odpor svorku referenční. Výsledné svody se potom nazývají aVR, aVL a aVF. Předpona aV znamená zesílené napětí (augmented voltage). V Goldbergově zapojení je napětí na svodech zesílené, tedy lepší pro pozdější zpracování. [2]



Obrázek 6: Goldbergovy EKG svody [5]

Posledním doplněním pro dvanáctisvodové snímání jsou unipolární hrudní svody, zvané též Wilsonovy. Jedná se o šest elektrod, které jsou zapojené v krajině srdeční a referenční centrální elektroda, která je tvořena spojením všech tří končetinových elektrod přes 5 k Ω odpory. Svody se nazývají V₁ až V₆. Hrudní svody dovolují sledovat srdce i v horizontální rovině. [2]

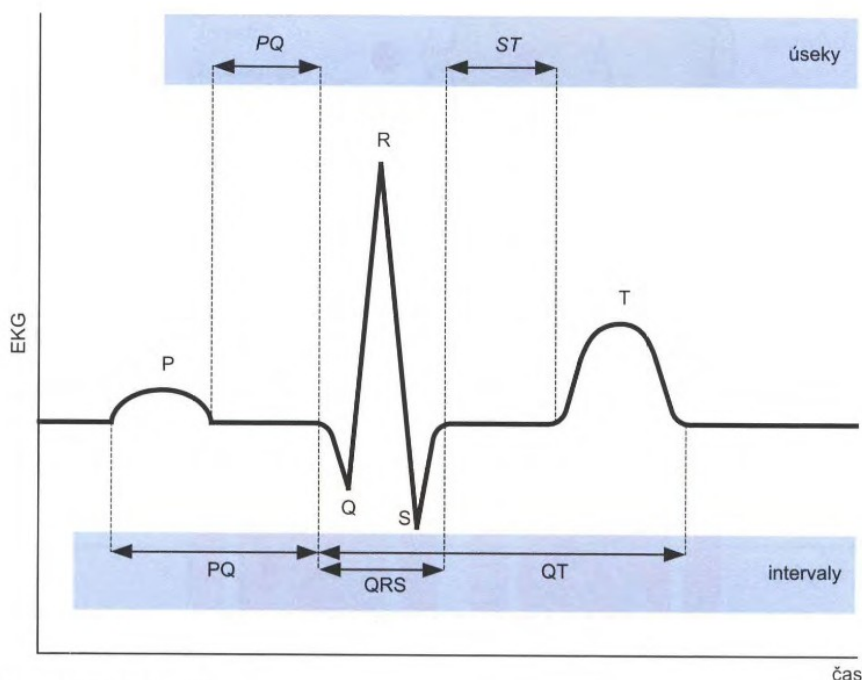


Obrázek 7: Wilsonovy hrudní unipolární svody [2]

2.3.2 Vlny a segmenty

Na EKG záznamu se projevuje pět různých vln daných postupem elektrického signálu srdcem. Tyto výchylky od izolinie můžeme porovnávat a získat informaci o funkčnosti srdce a převodního systému. První z vln se nazývá vlna P, představující depolarizaci síní. Po ní následuje komplex QRS, tedy depolarizace komor a zároveň zakrytá repolarizace síní, složený z jednotlivých kmitů (rychlých výchylek). Každý cyklus ukončuje vlna T, jakožto projev repolarizace komor, případně někdy také vlna U. Dále také rozlišujeme úseky mezi nimi a to hlavně PQ a ST a intervaly RR, PQ a QT. Amplitudy jednotlivých vln a kmitů, stejně tak jako jejich trvání a úseky mezi nimi, jsou z mnoha

praktických měření zjištěny a normovány a dokážou lékaři sdělit důležité informace o srdeční frekvenci, chování, případně patologiích srdce.



Obrázek 8: Popis elektrokardiogramu [1]

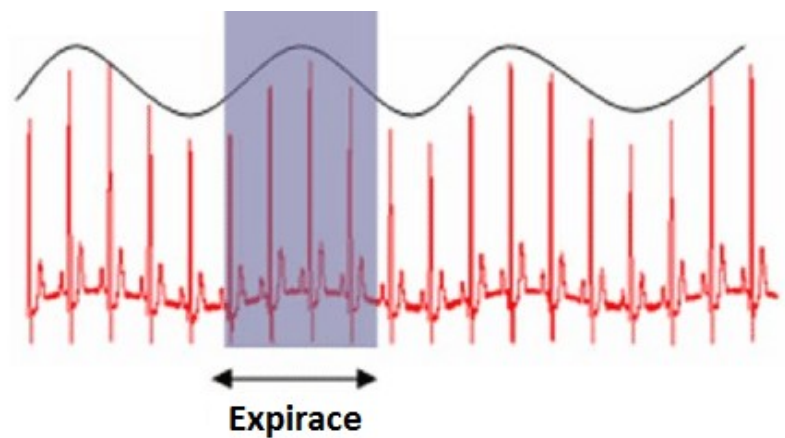
2.4 Ovlivnění EKG dýcháním

Srdce i plicе jsou v blízkém kontaktu nejen fyzicky, ale i svou funkcí. Srdce funguje jako pumpa, která pohání krev do těla, ale zároveň i do plic, kde dochází k výměně plynů mezi krví a vnějším prostředím. Oba tyto orgány tedy pracují závisle na sobě a jejich spolupráce je pro tělo jako celek velmi důležitá. Zároveň se navzájem ovlivňují, čehož lze využít pro odvození dechové činnosti z té srdeční pomocí elektrokardiografie a jejího zpracování.

Respirační aktivita ovlivňuje EKG snímání v mnoha směrech, které můžeme rozdělit na dva základní typy. Prvním z nich jsou ty, které způsobují změnu v morfologii tepů srdce, druhé potom které ovlivňují variabilitu srdeční činnosti. Během respiračního cyklu se srdce pohybuje v hrudním koši, což má za následek změnu, rotaci elektrické srdeční osy. Srdeční hrot se přibližuje břišní dutině během nádechu a nakopak je tlačěn blíž k hlavě při výdechu. Právě kvůli tomu je střední elektrická osa srdce ovlivněna. Stejně tak pohyb hrudníku taky ovlivňuje morfologii tepů. Výsledkem relativního umístění elektrod vůči srdci během nádechu a výdechu je modulace R kmitů. Dále se také mění impedance díky pohybům hrudníku a naplňování a vyprázdňování plynů v plicích, což má opět za následek elektrickou rotaci. A naposled vzniká variabilita, takzvaný efekt respirační sinusové arytmie, kdy se činnost srdce zrychluje během nádechu a zpomaluje během výdechu, což má za následek oscilaci RR intervalů v závislosti na dechové aktivitě. Tento efekt byl prokázán především u dětí a mladých lidí, kdy je nejvíce znatelný a postupem času se s věkem snižuje. [7]

Většina z těchto faktorů, které ovlivňují záznam EKG je při klasickém měření srdeční aktivity spíše na obtíž. Působí totiž jako artefakty signálu a přístroje pro jejich záznam se je snaží odfiltrovat pro co nejčistší výstup, aby lékaři mohli jasně získat údaj o šíření potenciálů srdcem a následnou diagnostikou určit zdraví nebo případné patologie srdce. Na druhou stranu ale mohou tyto faktory

poskytnout důležité informace o aktivitě dalších orgánů lidského těla, v tomto případě především údaje o dýchání a chování plic, což může být v mnoha případech velmi výhodné a mohou tak zase o něco snížit náročnost vyšetření a sledování pacienta.



Obrázek 9: Ovlivnění amplitudy EKG signálu během respirace zjednodušeně [8]

3. Metody odvození dechových parametrů z EKG

Jak již bylo řečeno, dýchání je jednou z životně důležitých funkcí a jeho odchylky mohou být rizikovým faktorem u pacientů všech věkových kategorií. Proto je měření a sledování dechové činnosti důležité pro kontrolu celkového zdraví. Přímé měření dechových parametrů může v některých případech představovat problém. Obvykle jsou měřeny pomocí technik jako spirometrie, pneumotachografie nebo pletysmografie. Je potřeba dalšího specializovaného vybavení, které navíc může být pro pacienty nepříjemné, ovlivňovat spontánní dýchání a také je nevhodné pro dlouhodobější měření, záznamy během stresových testů nebo třeba také pro spánkové studie. Jednou z možností je kontinuální neinvazivní monitorování respirační činnosti pomocí odvození z povrchového EKG. Získání potřebných parametrů z EKG, které je v klinické praxi v převážné většině již měřeno, by mohlo být dobrou alternativou. Potenciálními výhodami této metody jsou její nízká cena, vyšší pohodlí pro pacienty a možnost průběžně monitorovat elektrickou aktivitu srdce a dechovou aktivitu zároveň.

Existuje několik využití pro respirační záznam odvozený z EKG. Například některé srdeční arytmie mohou být pochopeny pouze s odkazem na respiraci. Jedna z nejznámějších dechových poruch, apnea, může být spojena s tachykardií, komorovou ektopií nebo asystolou. A dále stres, selhání srdce či chronické onemocnění plic mohou vést k tachypnei a tachyarytmiím. [7]

V literatuře se objevuje několik technik používaných k odhadu nebo odvození dechové činnosti elektrokardiografického měření. Některé jsou založeny na morfologických změnách srdečního tepu respirační činností, kdy je známo, že respirace moduluje tepovou frekvenci, a to že při výdechu se snižuje a při nádechu naopak zvyšuje. Jiné techniky pracují zase na principu modulace a změny v samotném ekg vyvolané pohybem srdeční osy vůči elektrodám nebo změny impedance hrudníku během dechového cyklu kvůli plnění plic vzduchem. Podle těchto poznatků bylo vytvořeno několik technik zpracování signálu pro extrakci dechové křivky, též známé jako EDR z anglického electrocardiography derived respiratory. [7][9]

Vyvinuté a publikované metody se dají zařadit do několika kategorií či skupin podle podobnosti použitých principů.

3.1. Metody založené na změně úhlu elektrické osy srdce

První skupina metod je založena na sledování oscilačních změn v rotaci úhlu střední elektrické osy srdce, jež jsou způsobeny respiračními cykly. Tyto vícesvodové algoritmy využívají vektorkardiografických signálů nebo jeho rekonstrukce ze svodů elektrokardiografických, případně odhadu elektrické osy v rovině určené dvěma ortogonálními svody. Použitím EKG s mnoha svody lze docílit vyšší přesnosti výsledného EDR signálu, ovšem za cenu menšího pohodlí pacienta, vyšší konstrukční náročností a také náročností na výpočty a zpracování singálů. Možná i proto je jejich rozšíření a využití v dostupných materiálech nižší. [9]

3.2. Jednosvodové metody založené na morfologických změnách tepu

Další metody vycházejí z jednosvodového EKG a principu morfologických změn tepu, které se promítají do záznamu a pomocí zpracování je lze osamostatnit s každým tepem srdce. Pro tyto změny bylo představeno několik metod jako je určení pomocí R amplitudy, RS amplitudy, plochy QRS komplexu, statistické metody pomocí centrálního momentu čtvrtého řádu, transformace a analýzy naměřených signálů a další propracované a složité metody, které ovšem nejsou tolik využívané ve studiích jako první zmíněné. Nevýhodou těchto metod je aliasing, který může nastat pokud je poměr mezi srdeční a respirační frekvencí menší než 2. Dále tyto metody potřebují přesnou detekci R kmitů a QRS komplexů a možné chyby v detekci R kmitů mohou snížit výslednou kvalitu a jejich přesnost. Jiným přístupem je také vyjít z amplitudy T vlny, namísto z QRS komplexu. Jeho průměrná absolutní hodnota může být také využita jako vzorek EDR signálu. [9][10]

Tato skupina metod a především první tři uvedené metody byly nejčastěji používány v doposud proběhlých studiích. Dále je možné použít více elektrokardiografických svodů zároveň a pomocí dalších algoritmů porovnávat výsledky uvedených metod a tím přispět k ještě vyšší efektivnosti zpracování a přesnosti výsledné dechové křivky.

Jinou možností pro přístup s morfologickými změnami je transformace a dekompozice EKG signálu pro nalezení informace o respirační činnosti. Jsou použity bloky jako úzkopásmové filtry, diskrétní vlnové transformace, empirické dekompozice pro zpracování signálu. Velkou nevýhodou těchto metod je nutnost dopředu znát některé parametry jako frekvenční šířku respirace pacienta pro filtry, proto nejsou příliš vhodné ani používány. [9]

3.2.1. Metoda R amplitudy

Při možnosti použití pouze jednosvodového EKG je využito amplitudové modulace zaznamenaného elektrického signálu srdce pro odvození signálu respiračního. Toto se používá především v kontextu studií spánkové apnoe, ale i jiných. Amplituda R kmitu je měřena vzhledem k izolínii a porovnávána v každém tepu. Je potřebný algoritmus na detekci špiček, podle kterých je detekována dechová aktivita na základě poznatků o změnách EKG signálu v závislosti na dechové činnosti. Tato používaná metoda dosahuje relativně přesných výsledků. [10]

3.2.2. Metoda RS amplitudy

Tato metoda je velmi podobná svým principem metodě R amplitudy, pouze s tím rozdílem, že není měřena a posuzována vzhledem k izolínii, ale je měřena rozdílově vzhledem k amplitudě S kmitu během každého QRS komplexu. Oproti výše uvedené metodě je více citlivá a ještě přesnější. [10]

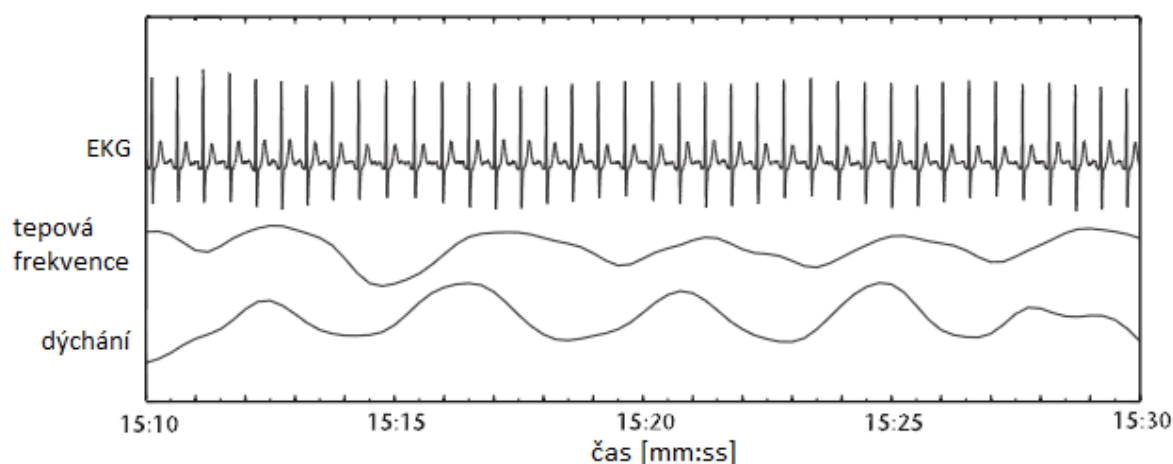
3.2.3. Metoda plochy QRS

Alternativně může být EDR signál získán z jednosvodového EKG také výpočtem plochy na daném intervalu QRS komplexu. Měření pomocí plochy se zdají být stabilnější a méně náchylné na

rušivé vlivy než amplitudové metody. Na druhou stranu jsou složitější s delší odezvou. Takováto měření byla použita při detekci obstrukční spánkové apnoe. [10]

3.3. Metody založené na variaci tepové frekvence

Posledním typem metod jsou metody vycházející z variace tepové frekvence srdce. Frekvence se mění spolu s nádechem, respektive výdechem a tato změna se dá využít k určení dechové křivky. Jedná se tedy o vcelku jednoduchou metodu založenou na jednoduchém principu, ale opět má i své nevýhody. Tímto způsobem ovlivňuje respirace činnost srdce pokaždé jinak vzhledem k různému věku pacienta nebo například při nemocích a proto metody vycházející z tohoto principu mohou být méně spolehlivé a pro některá měření nedostačující. [9]



Obrázek 10: Variace tepové frekvence v závislosti na dýchání [10]

4. DAU jednotka

Pro přenos signálů ze svodů EKG do počítače, aby mohlo dojít k dalšímu zpracování, je nutné použít mezičlánek s AD převodníkem, který je schopen převést právě měřený analogový signál z těla pacienta na diskretní signál. S tímto diskretním signálem je schopen dále pracovat počítač tak, aby bylo možné jeho zobrazení, filtrace, analýza a jiné zpracování. Pro tuto práci byla jako potřebný mezičlánek zvolena bmeng DAU jednotka (data acquisition unit) schopná měření a záznamu napěťových signálů.

Bmeng DAU jednotka je AD převodník s galvanickým oddělením, dvěma analogovými vstupy pro měřicí kanály, pomocnými obvody a výstupem v podobě konektoru USB 2.0 typu B. Analogové vstupy jsou realizované pomocí patnácti pinových konektorů CAN 15. Piny konektoru 7, 13 a 14 jsou měřicími a směřují přímo na 12 bitový AD převodník MCP3208-SO16, který má frekvenci vzorkování 2 kHz. Na pinech 2, 8 a 12 je přivedené galvanicky oddělené napájení s napětím 5 V a na všech ostatních pinech opět galvanicky oddělená zem. [11]



Obrázek 11: DAU jednotka

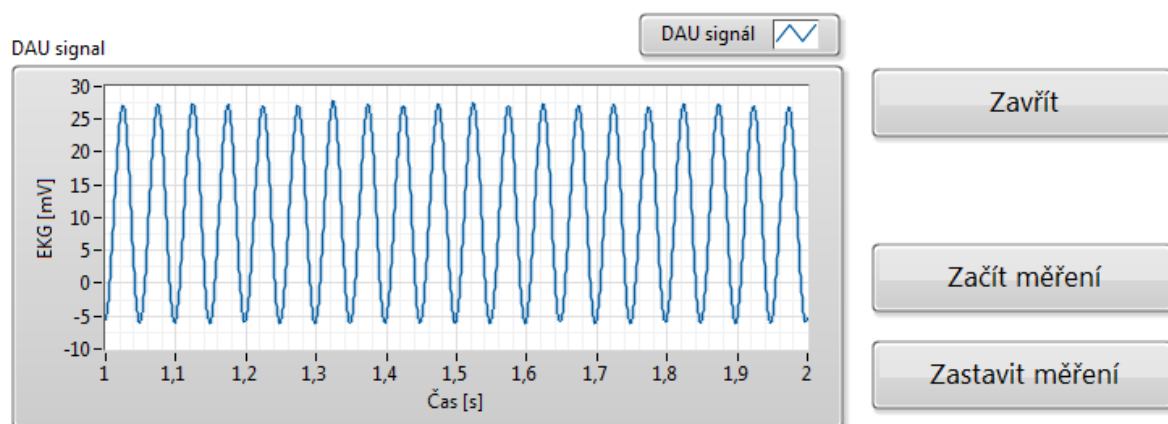
4.1. Připojení DAU jednotky k počítači

Jelikož je DAU jednotka výrobkem katedry, byl pro ni taky vytvořen ovladač, který je nutné samostatně doinstalovat do počítače, na kterém bude použita pro měření. Zde se může vyskytnout problém, protože ovladač není kompatibilní se všemi verzemi systému Windows.

Zároveň s ovladačem byla také vytvořena knihovna pro práci s jednotkou, kterou je možné využít i v LabVIEW, kde bude probíhat zpracování a vyhodnocení signálu, pro inicializaci a získání vzorků z DAU jednotky připojené přes USB kabel.

Pro získání vzorků a reálná měření byl v LabVIEW vytvořen program EKG_DAU.vi, kdy jeho část pro sběr dat je popsána v návrhu zpracování signálu, s jednoduchým GUI, který měl za úkol

pouze ověřit funkčnost propojení DAU jednotky s programem a správný sběr dat. Pro testování byly použity na vstupu různé harmonické signály. Pro ukázkou v obr. 12 byl použit sinusový signál o frekvenci 20 Hz.

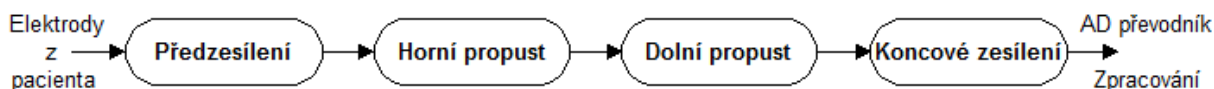


Obrázek 12: Ověření funkčnosti sběru dat (frekvence 20 Hz)

5. Návrh měřicího řetězce EKG

Pro kvalitní a správné měření elektrického signálu srdce, a tedy i jeho následné zpracování pro odhad dechové křivky, je nutné kvalitní snímání biosignálu z těla pacienta. V této práci bude použito jednosvodové EKG mezi pravou rukou (RA) a levou nohou (LL), tedy druhý Einthovenův svod, značený římskou číslicí jako svod II, který má největší a snadno rozlišitelný rozkmit PQR komplexu. Zároveň bude pro lepší měření použita třetí, neutrální, elektroda, která se standardně přichycuje na pravou nohu (RL).

Každé zařízení pro snímání elektrického signálu, ať už EKG, EEG nebo třeba EMG, má za úkol především provést jednoduché přizpůsobení pro následné měření a zesílit měřený signál, v případě EKG přibližně tisíckrát ($A \approx 1000$). Taková zařízení se skládají ze tří základních bloků, obr.13. Prvním blokem je vždy předzesílení. Jedná se o přístrojový zesilovač, který slouží se svou vysokou vstupní impedancí jako impedanční přizpůsobení a má na starost odečítat souhlasné signály indukované na jeho vstupech. Jeho zesílení se nastavuje na hodnoty 5 až 10, tedy nižší aby nedocházelo k zesílení složek signálů, které jsou pro nás neužitečné, a aby nedošlo k saturaci přístrojového zesilovače. Dalším blokem, do kterého vstupuje signál, je filtrace, která má signál zbavit nežádoucích kmitočtů. Jedná se především o filtraci indukovaného vysokofrekvenčního rušení, síťového rušení 50 Hz a odstranění stejnosměrné složky spolu s velmi nízkými frekvencemi. Posledním blokem je již koncové zesílení filtrovaného signálu se zesílením 100 až 250 a následuje převodník AD pro další zpracování, v tomto případě DAU jednotka, nebo přímé zobrazení.



Obrázek 13: Blokové schéma analogové části měření biosignálu

Z těchto bloků bude vycházet návrh jednoduchého zapojení se základní filtrací, jelikož filtry budou následně zpracovány digitálně, a toto navržené měřicí zařízení bude porovnáno s již vyrobeným modulem EKG pro DAU jednotku po úpravě některých částí, aby byla možná změna hodnot především filtrace nízkofrekvenčních složek, tedy snížení kritické frekvence pro horní propust.

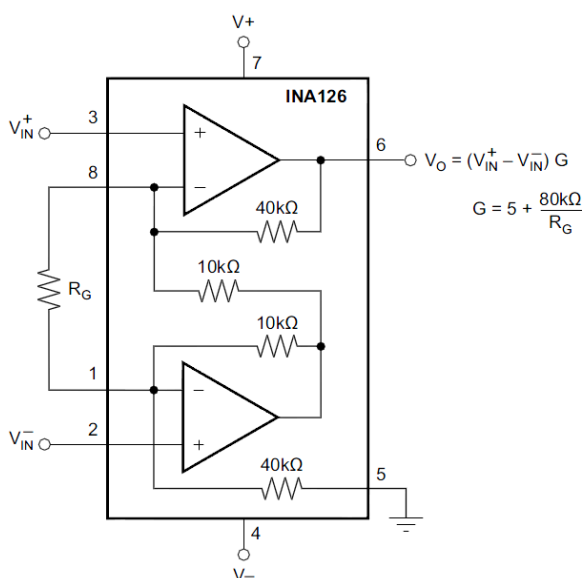
5.1. Předzesílení

Nejspíše nejdůležitější částí měřicího řetězce je přístrojový zesilovač. Z široké nabídky od různých výrobců se po prozkoumání různých variant jeví jako nejlepší integrovaný obvod INA 126, případně INA 128 od firmy Texas Instruments nebo taky obvod AD620 od firmy Analog Devices. Všechny tři jsou precizní přístrojové zesilovače určené pro přesné měření rozdílových signálů s nízkým šumem a širokým rozsahem napájecího napětí. Dále disponují minimálním driftem, nastavitelným zesílením a výborným potlačením souhlasného signálu (CMRR). Jednotlivé rozhodující specifikace jsou uvedeny v tabulce 1. Tyto tři patří mezi nejpoužívanějších v různých aplikacích pro zpracování biosignálu. Díky výše uvedeným parametrům, nízkému minimálnímu napájecímu napětí a především

pro nižší cenu byl nakonec do měřicího řetězce vybrán přístrojový zesilovač INA 126, jeho vnitřní zapojení se dvěma operačními zesilovači je na obrázku 14. z katalogového listu.

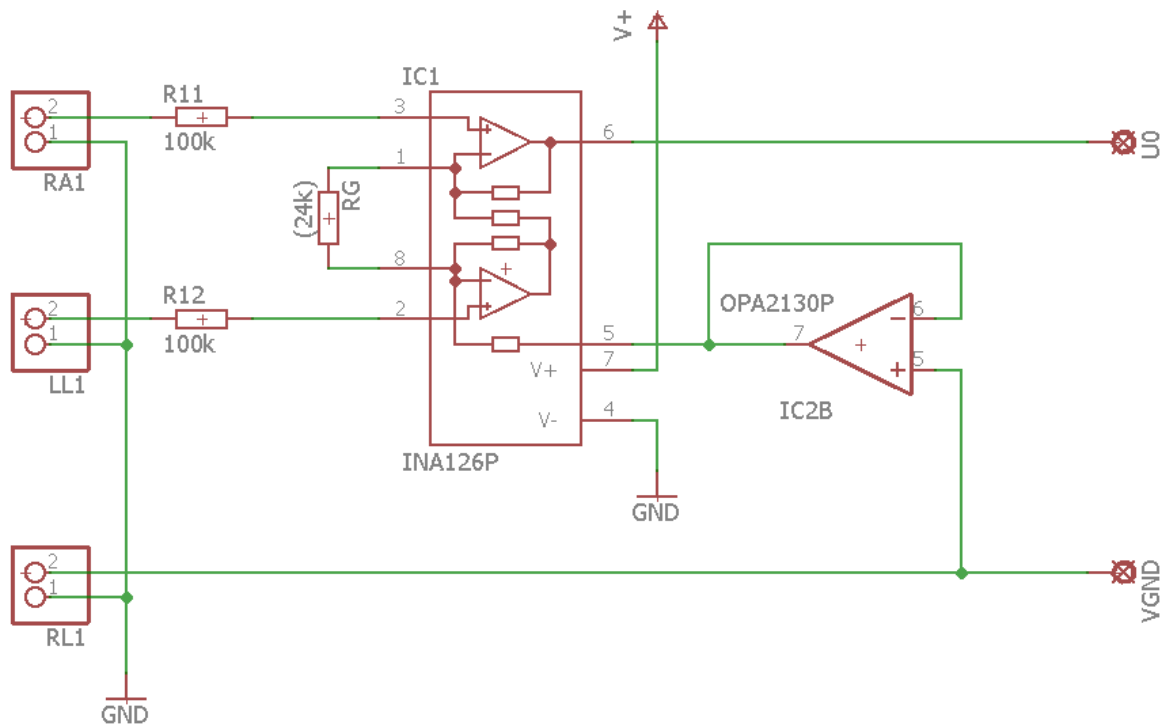
Tabulka 1: Parametry vybraných přístrojových zesilovačů

	INA126	INA128	AD620
Napájecí napětí	$\pm 1.35 \text{ V až } \pm 18 \text{ V}$	$\pm 2.25 \text{ V až } \pm 18 \text{ V}$	$\pm 2.3 \text{ V až } \pm 18 \text{ V}$
Zesílení	5 - 10000	1 - 10000	1 - 10000
CMRR	90 dB (A=10)	106 dB (A=10)	110 dB (A=10)
Vstupní impedance	$10^9 \Omega$	$10^{11} \Omega$	$10^{11} \Omega$
Napětový offset	max $\pm 250 \mu\text{V}$	max $\pm 500 \mu\text{V}$	max $\pm 125 \mu\text{V}$



Obrázek 14: Vnitřní zapojení INA126

Na neinvertující vstup V_{IN}^+ a invertující vstup V_{IN}^- je přiveden signál z elektrod, rezistorem R_G se nastavuje napětové zesílení podle vztahu uvedeného v katalogovém listu, na výstupním pinu V_O je zesílený signál a v neposlední řadě pin 5 je referenční, kterým se dá nastavit referenční hodnota nebo také offset signálu na výstupu. Pro referenční vstup je důležité, aby byl připojen s co nejnižší impedancí. V navrženém zapojení je virtuální zem (VGND) vytvořena jako pomocí napětového děliče přesně uprostřed, což je ovšem zapojení s vyšší impedancí a mohlo by ovlivňovat rovnováhu integrovaného obvodu. Proto je virtuální zem připojena na pin 5 přes napětový sledovač (viz schéma), který zajistí impedanční přizpůsobení.



Obrázek 15: Schéma zapojení přístrojového zesilovače

Hodnota rezistoru R_G může být $24\text{ k}\Omega$ pro nastavení zesílení přibližně $A = 8,33$ (1) nebo může zůstat nepřipojen a potom je zesílení rovno $A = 5$, dle výpočtů níže (2). Rezistory R_{11} a R_{12} bývají na vstupu v různých hodnotách a slouží především k omezení proudu tak, aby nedošlo k saturaci přístrojového zesilovače. Celý obvod je napájen napětím $V^+ = 5\text{ V}$ z DAU jednotky a pro virtuální zem VGND je rozděleno napěťovým děličem pro vytvoření $\pm 2,5\text{ V}$, tedy i pro napájení integrovaného obvodu na schématu V^+ a V^- . Výstupní signál EKG po zesílení přístrojovým zesilovačem je označen U_0 . Vývody RA1, LL1 a RL1 jsou určeny pro připojení tří elektrod.

$$A_1 = 5 + \frac{80\text{ k}\Omega}{R_G} = 5 + \frac{80 \cdot 10^3}{24 \cdot 10^3} \cong 8,33 \quad (1)$$

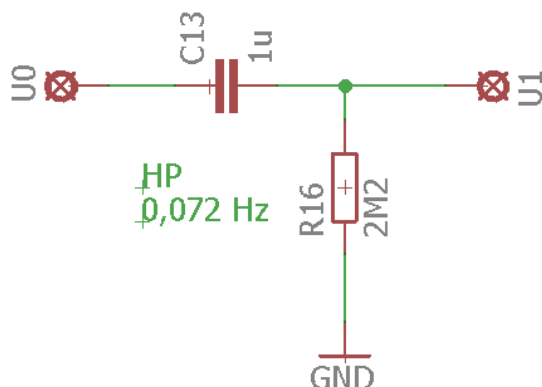
$$A_2 = 5 + \frac{80 \cdot 10^3}{\infty} = 5 \quad (2)$$

5.2. Filtrace

Blok filtrace je co nejvíce zjednodušen, neboť je proveden i v pozdějším digitálním zpracování, ale je nutné i přesto signál náležitě upravit před koncovým zesílením. To hlavně proto, aby se zbytečně nezesilovaly složky, kterých není potřeba, jako je vysokofrekvenční rušení, které je všude kolem a může se na vodiče a součástky snadno naindukovat, dále síťové rušení o frekvenci 50 Hz a také případný stejnosměrný posun signálu vůči virtuální zemi. Tyto signály způsobují šum, zkreslují tak signál, který je následně obtížnější zobrazovat a zpracovat, navíc mohou ovlivnit funkci operačních zesilovačů.

Hned na výstupu přístrojového zesilovače je tedy zařazen filtr typu horní propust prvního řádu. Kritická frekvence se většinou volí 0,05 až 0,1 Hz v závislosti na následném využití EKG. V navrhovaném obvodu je určena hodnota přibližně na 0,072 Hz a to dvojicí kondenzátoru s hodnotou 1 μF a rezistoru 2,2 M Ω . Výstupní signál označený U1 je filtrovaným vstupním signálem U0.

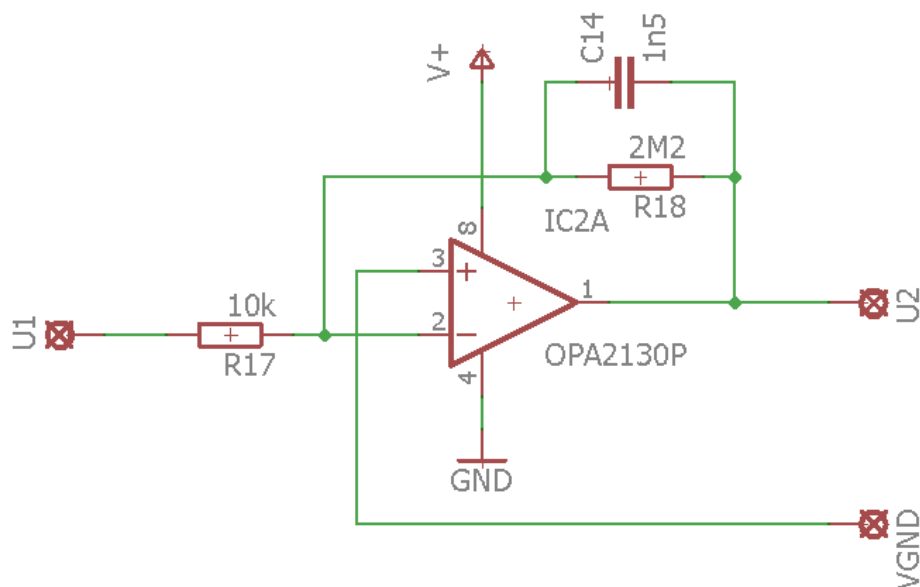
$$f_{HP} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 2,2 \cdot 10^6 \cdot 10^{-6}} = 0,072 \text{ Hz} \quad (3)$$



Obrázek 16: Schéma horní propusti

Dolní propust je realizována společně s koncovým zesilovačem jako aktivní DP prvního řádu a je nastavena na kritickou frekvenci přibližně 48 Hz, tak aby se bezpečně zbavila vysokofrekvenční složky, ale zároveň alespoň částečně filtrovala síťové rušení. Signál U1 z horní propusti je vstupním signálem, který je zesílen a filtrován aktivním dolnoproputstním filtrem a výsledný signál U2 je poté již přiváděn do DAU jednotky.

$$f_{DP1} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 2,2 \cdot 10^6 \cdot 1,5 \cdot 10^{-9}} = 48,229 \text{ Hz} \quad (4)$$



Obrázek 17: Schéma dolní propusti a koncového zesílení

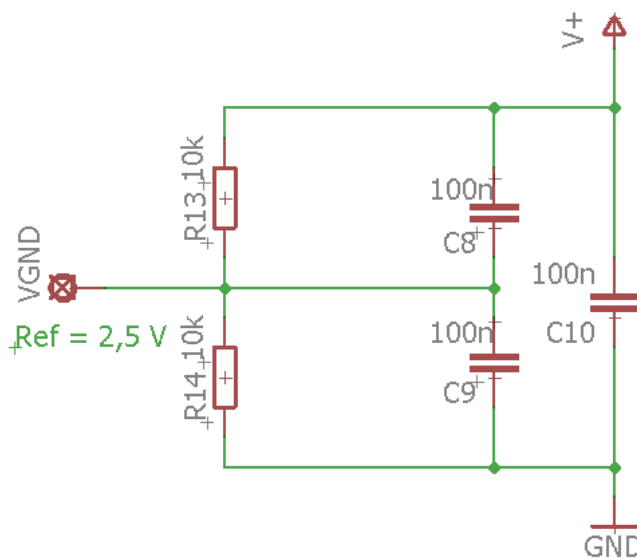
Zesílení OZ je v tomto případě potom rovno:

$$A = \frac{R_{18}}{R_{17}} = \frac{2,2 \cdot 10^6}{10 \cdot 10^3} = 220 \quad (5)$$

5.3. Koncové zesílení

Koncové zesílení je realizováno spolu s filtrem dolní propust jedním operačním zesilovačem. Schéma je již uvedené výše. Jedná se o zesílení předzpracovaného signálu, aby měl dostatečné hodnoty jak pro AD převodník, tak pro následné vyhodnocení. Celkové zesílení měřicího řetězce by mělo být alespoň přibližně 1000. Zesílení přístrojového zesilovače bez připojeného rezistoru R_G je $A = 5$. Tyto dva stupně jsou zapojeny do kaskády a pokud použijeme zesílení koncového OZ přibližně $A = 220$, podle výpočtu uvedeného u filtru DP dostáváme jednoduchou rovnici celkové zesílení $A = 5 \cdot 220 = 1100$. Pro případ zapojeného rezistoru $R_G = 24 \text{ k}\Omega$ bude pak celkové zesílení $A = 8,33 \cdot 220 = 1832$. Takto zesílený signál je dále přiveden na vstup DAU jednotky, tedy AD převodníku, a další zpracování probíhá digitálně v programu Labview.

Vytvoření virtuální země VGND je realizováno pomocí napěťového děliče uprostřed napájecího napětí DAU jednotky, tedy na 2,5 V hodnotou obou rezistorů 10 k Ω , které jsou doplněny o filtrační kondenzátory 100 nF, tak aby bylo možné symetrické napájení operačních zesilovačů a přístrojového zesilovače $\pm 2,5 \text{ V}$. Napěťový dělič je zároveň doplněn o filtrační kondenzátory pro zachycení možných výkyvů vstupního napětí.



Obrázek 18: Vytvoření virtuální země VGND

Finální schéma celého obvodu pro měření a zesílení signálu z pacienta je uvedeno v příloze I.

6. Zpracování signálu pro získání dechové křivky

U signálového zpracování a filtrace vyvstala otázka, zda použít analogové či digitální filtry. Původní myšlenka byla použití filtrů analogových, ta byla ovšem rychle zamítnuta neboť frekvence dechové a srdeční aktivity jsou si velmi blízké, některé filtry by tedy musely být vysokého řádu s vysokým útlumem a byly by tedy konstrukčně náročně, nehledě na to, že některé vyhodnocovací části by byly dost možná i nerealizovatelné v podobě klasických součástek. Proto bylo zvoleno zpracování digitální.

Další otázkou bylo, jaké programovací prostředí zvolit pro návrh, získání vzorků a jejich zpracování. Tady se nabízel program MATLAB od společnosti Mathworks, ovšem zde se náročně připojovalo a pracovalo s DAU jednotkou, proto byl nakonec na doporučení zvolen software LabVIEW od National Instruments, který je přímo určen pro řešení technologických aplikací a vývoj prostředí v mnoha odvětvích inženýrství. Zároveň se ukázal jako dobrá volba pro jednodušší práci s knihovnami DAU jednotky a různými dostupnými funkcemi, filtry a dalšími bloky.

Z používaných metod pro odvození dechové křivky z EKG byla vybrána metoda R amplitudy, která je založena na změně amplitudy QRS komplexu při různých fázích expiria, tedy při nádechu se maximální hodnota snižuje, při výdechu naopak zvyšuje, viz metody popsané výše v teoretické části. Nalezené špičky R kmitu v elektrickém signálu (peaky) jsou potom obrazem dýchání pacienta, dá se říct, že signál srdce je tedy modulován dechovou křivkou. Tato metoda byla zvolena pro dobré výsledky v proběhlých srovnávacích studiích v porovnání s ostatními metodami, kdy si zároveň zanechává relativní jednoduchost. Pro porovnání bude realizována i druhá metoda, jednoduchou filtrací EKG, která je založena na zobrazení frekvencí pouze v rozmezí spektra dechového signálu. Tato druhá metoda je pouze navíc, pro srovnání, může být značně nepřesná a záleží na konstrukci měřicího řetězce EKG, ale na druhou stranu je velmi jednoduchá na realizaci.

Samotný návrh zpracování signálu byl rozdělen do několika bodů, podle chronologického postupu:

- Teoretický návrh bloků zpracování pro metodu R amplitud
- Programové zpracování metody v LabVIEW
- Nastavení a odzkoušení na simulovaném signálu EKG, signálu z databáze a naměřeném signálu z DAU jednotky
- Měření, přizpůsobení a porovnání výsledků

6.1. Návrh zpracování pro metodu R amplitud

Pro tuto metodu je nutné mít EKG signál dostatečně kvalitní, bez artefaktů a dalších nepříznivých vlivů jako je například síťové a vysokofrekvenční rušení nebo pohyb izolinie. Proto je přivedený signál hned na vstupu náležitě předzpracován trojicí digitálních filtrů. Prvním z nich je filtr typu dolní propust nastavený na hodnotu 120 Hz. Tato hodnota zaručí odstranění právě vysokofrekvenčního rušení a zároveň zanechá celé užitečné spektrum EKG signálu. Jako další je zařazena pásmová zadrž pro frekvenci 50 Hz ze sítě. Výstupní signál tohoto filtru je taky použit pro druhou metodu filtrace EKG, závislou na změně izolinie. Avšak pro hlavní metodu je nutné mít signál v jedné rovině, a proto je jako poslední článek předzpracování zařazen filtr typu horní propust

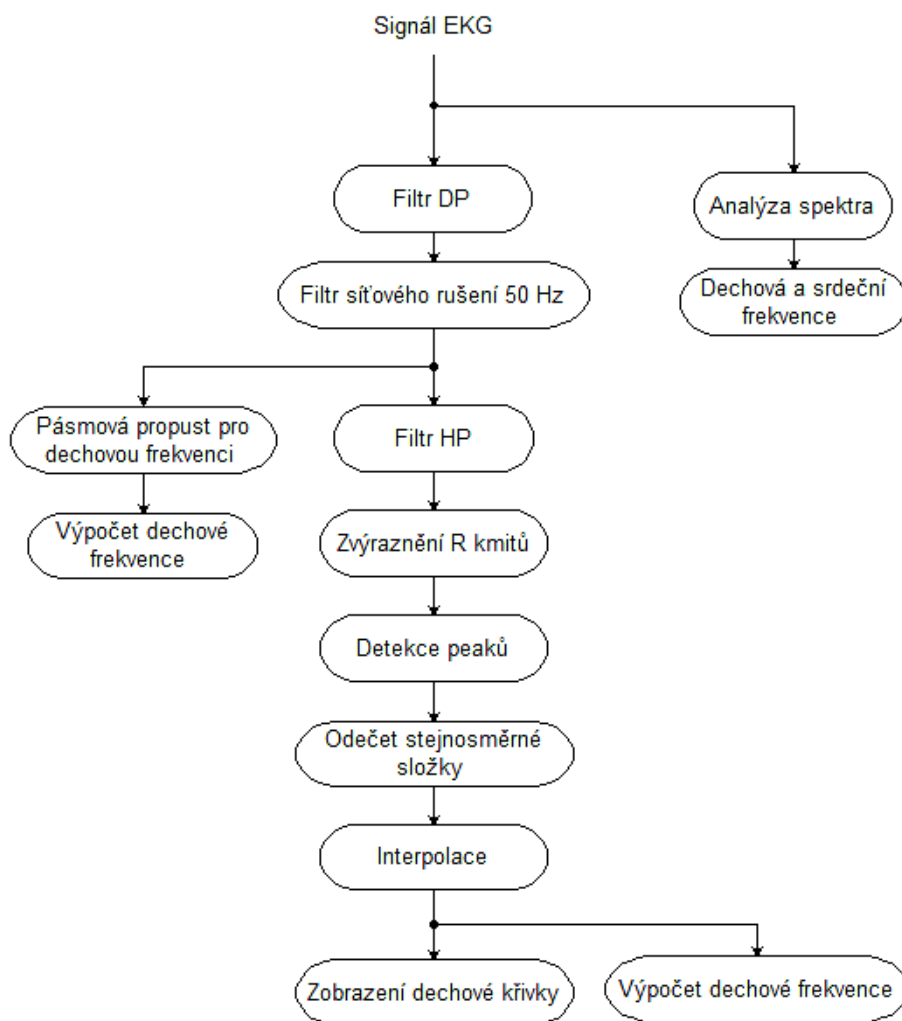
s kritickou frekvencí asi 0,2 Hz, tak aby byla zachována dechová složka (přibližně 0,2 až 0,4 Hz) a zároveň vyrovnána izolinie EKG signálu a odstraněna stejnosměrná složka.

Dalším blokem se vstupem již předzpracovaného signálu je zvýraznění R kmitů. Tento blok není nutností a bude jej možné vypnout, ale může zlepšovat výsledky odvozené dechové křivky. Je realizován jako umocnění signálu, takže R kmity se v signálu lépe projeví.

Následuje samotné nalezení špiček v EKG, tedy nejvyšších hodnot v každém srdečním cyklu. Ty jsou potom zobrazeny spolu s EKG signálem v grafu a zároveň uloženy jako amplitudy s přiřazeným časem do pole pro další zpracování. Tím je odečtení vypočítané stejnosměrné složky od uložených hodnot špiček a jejich interpolace. Druh interpolace bude možné měnit, jako nejlepší byla shledána interpolace spline. Zde již dostávámé zpracované a proložené špičky ve formě přibližné dechové křivky, ze které je možné dále odečíst dechovou frekvenci.

K těmto postupným blokům pro metodu R amplitudy jsou zároveň aplikované dva další bloky, které slouží především pro porovnání s hlavní metodou. Prvním z nich je analýza spektra vstupního signálu a z ní odečet srdeční a dechové frekvence. Druhá je již zmíněná metoda filtrace, pro kterou je zvolena pásmová propust s frekvencí 0,1 až 0,6 Hz (udává se užitečná dechová frekvence v EKG spektru od 0,05 Hz do 0,4 Hz až 0,8 Hz).

Výše uvedený teoretický postup je rovněž zakreslen blokovým schématem obr.19.



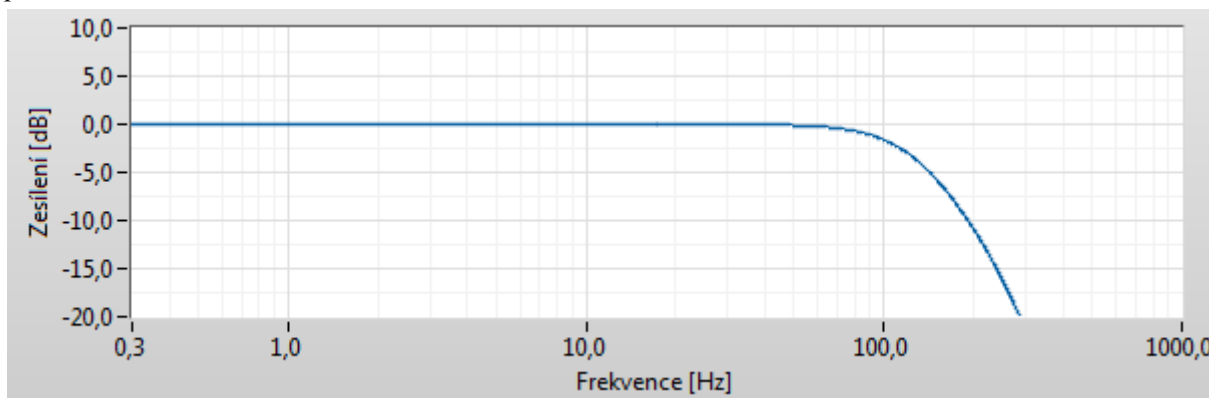
Obrázek 19: Blokové schéma návrhu zpracování

6.2. Provedení metody v LabVIEW

Jak již bylo řečeno výše, měřený signál z EKG je zpracováván v programovém prostředí LabVIEW. Proto bylo nutné věnovat značný čas na obeznámení se s tímto prostředím, pro pochopení jeho funkcionalit a využití různých, již vytvořených, funkcí a bloků.

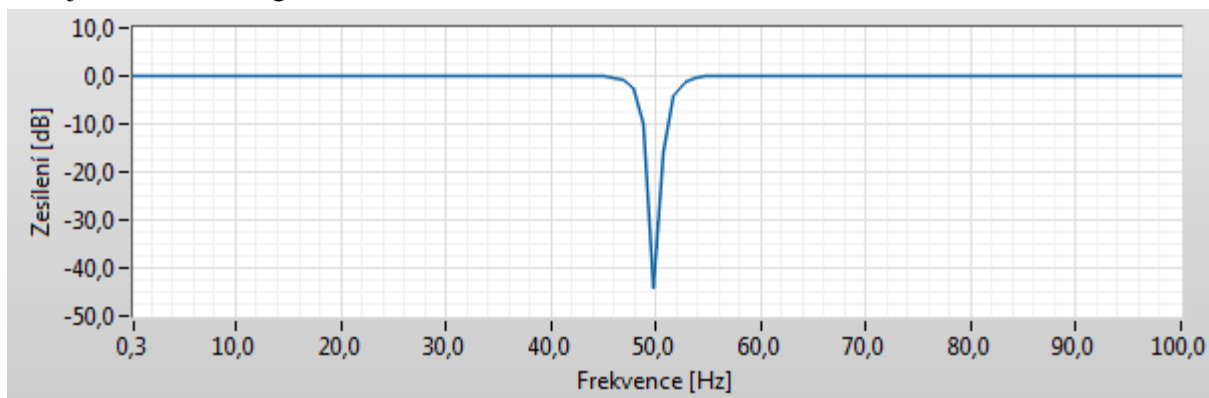
V této fázi návrhu obsahuje program v Labview některé části navíc, jako je například spektrální měření nebo některé grafy, které jsou použity pouze pro návrh, testování a nastavení a potom ve finální verzi tedy nejsou nutné a budou z programu vypuštěny. Zároveň je celý návrh v Labview rozdělen do několika funkčních celků, které jsou uspořádány podobně jako v blokovém schématu v teoretickém návrhu, podle kterého návrh také probíhal a byl popsán.

První fází je tedy předzpracování signálu. Pro ten bude několik možností a bude možné měnit zdroj EKG signálu ze simulátoru, dále z databáze biomedicínských signálů a nakonec z DAU jednotky a měřicího řetězce. Signál je přiveden nejprve na digitální filtr typu dolní propust, který má za úkol odstranit především vysokofrekvenční rušení a pro tuto aplikaci byl nastaven na hodnotu 120 Hz a je druhého řádu, jelikož zde se frekvence potřebných signálů dýchání a EKG nepřekrývají a není tedy potřeba strmého útlumu.



Obrázek 20: Amplitudová charakteristika dolní propusti

Dále je provedena filtrace síťového rušení pomocí filtru pásmová zádrž. Ten je nastavený na hodnotu 48 až 52 Hz, protože je snaha odstranit ze spektra signálu co nejlépe složku frekvence sítě, tedy 50 Hz, a zároveň pro použití odhadu dechové křivky není tato frekvence kriticky nutná. Digitální filtr je také realizován jako IIR filtr, typu Butterworth druhého řádu. Amplitudová odezva použitého filtru je možná vidět v grafu níže.



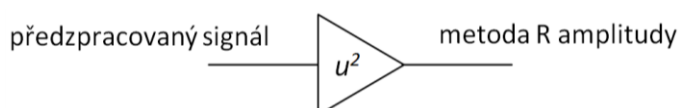
Obrázek 21: Amplitudová charakteristika pásmové zádrže

Následující filtr horní propust je použit pro odstranění stejnosměrné složky a driftu izoliny, tedy její pomalé nízkofrekvenční změny, aby bylo docíleno EKG signálu o izolínii na stálé hodnotě napětí. Je realizován jako filtr 6. řádu, jelikož je zde nutná vyšší strmost, s možným nastavením hodnoty kritické frekvence. Jako její hodnota se při zkoušení nejlépe osvědčila hodnota 0,2 Hz, což odpovídá pro požadovaný signál dechové křivky (0,2 Hz až 0,4 Hz).

Pro všechny digitální filtry v části předzpracování byly zvoleny IIR filtry, tedy ty s nekonečnou impulzní odezvou a typem Butterworth, který má v propustném pásmu nejvíce plochou amplitudovou charakteristiku, zde také představuje plynulou změnu fáze s frekvencí a zároveň se jedná o jeden z nejpoužívanějších typů filtrů v signálové technice. Modul přenosu takového filtru m-tého řádu je určen jako:

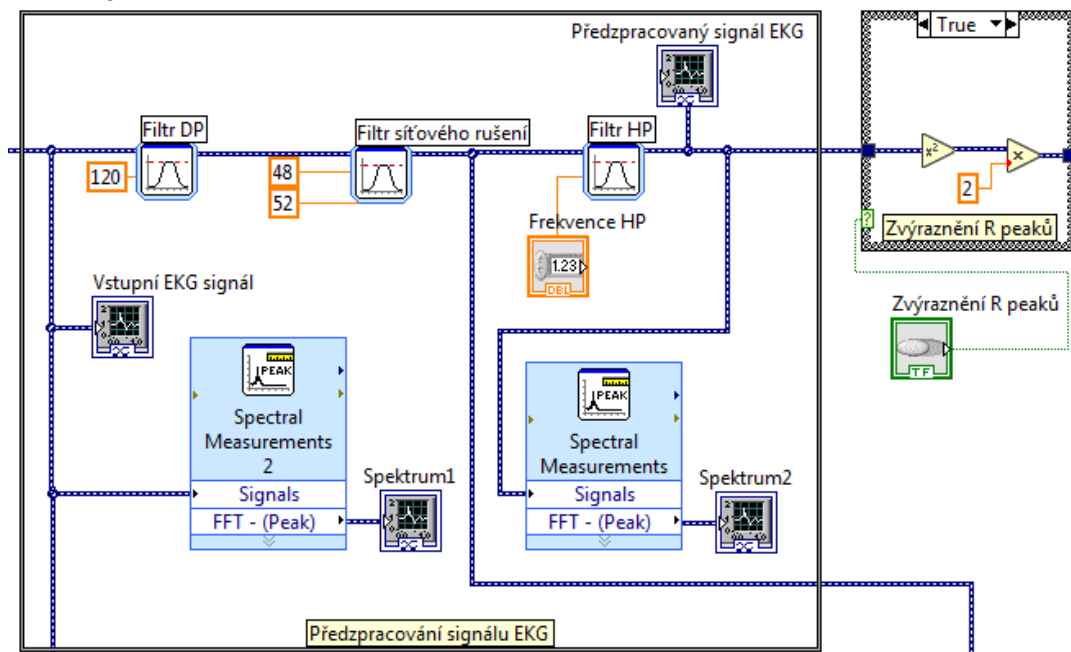
$$|A(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^{2m}}} \quad (6)$$

K tomuto bloku bylo k předzpracování přidáno taky zvýraznění R kmitů EKG signálu, které je často realizováno pro metodu detekce obálky a detekce špiček. Principiálně funguje jako umocnění signálu, čímž se dostane pouze kladné hodnoty a zároveň se nejvyšší napětí, tedy právě R kmit, zvýrazní s mocninou. Toto zvýraznění signálů se dá tlačítkem vypnout nebo zapnout. Pro většinu vstupních signálů program pracuje dobře bez zvýraznění R kmitů, ale u některých může zlepšit kvalitu následného vyhodnocení.



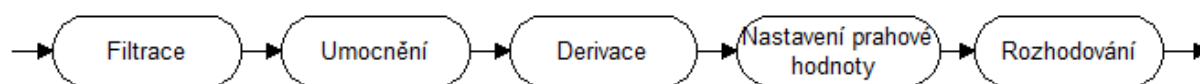
Obrázek 22: Zvýraznění R kmitů

Zároveň jsou v této části grafy pro zobrazení vstupního signálu, předzpracovaného signálu a spektrum obou signálů.



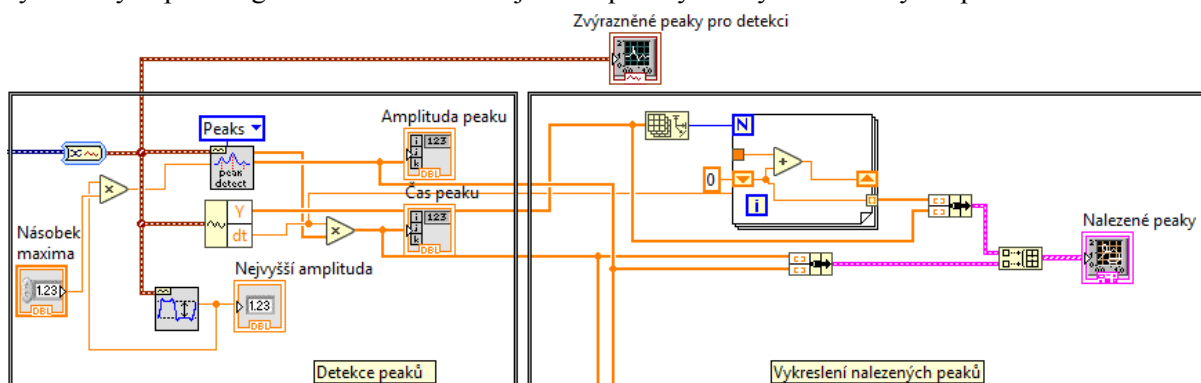
Obrázek 23: Předzpracování signálu

Dalším blokem je nalezení R kmitů v předzpracovaném signálu, respektive jejich nejvyšší hodnoty, tedy špičky (peaky). Amplituda R kmitů je totiž modulována dechovou frekvencí a proto tyto hodnoty nesou informaci o dechové křivce. Nejprve je signál převeden na datový typ waveform a takto vstupuje do modulu Waveform Peak Detection, který je nastaven na identifikování kladných špiček, jeho vstupním signálem je EKG signál, prahová hodnota je nastavena jako polovina maximální amplitudy (násobek maxima amplitudy je možné měnit na předním panelu, ale hodnota 0,5 se osvědčila jako dostatečná pro většinu dat). Detektor špiček funguje na principu ukládání maximální hodnoty a jejího porovnávání nad prahovou hodnotou. Peak, či špička, je definován jako bod, kde signál mění směr, v tomto případě z rostoucí tendence na klesající a po každém nalezeném peaku nastává prodleva 200 ms, která souhlasí s fyziologickou refrakterní dobou srdce. Existuje několik možných metod pro vyhodnocení, použitý modul je založen na proložení kvadratického polynomu v jednotlivých sadách vzorků, tedy signál je umocněn, aby se zvýraznily R kmitu a nedošlo k chybnému označení T vlny místo R kmitu, a na části dat je provedena kvadratická regrese, přesune se na další část a během toho počítá parametry proložení a z těch je určeno derivací zda se jedná o kladnou či zápornou špičku. Jinou možností je například metoda vycházející z vlnkové transformace.



Obrázek 24: Algoritmus použité detekce špiček

Určení maximální amplitudy je provedeno v modulu Amplitude and Levels, který dokáže vyhodnocovat různé parametry signálu, v tomto případě nastaven na maximální hodnotu amplitudy na určeném úseku. Ten je potom vynásoben koeficientem pro určení prahové hodnoty, jak je již popsáno výše. A výstupním signálem bloku detekce jsou amplitudy a časy detekovaných špiček.

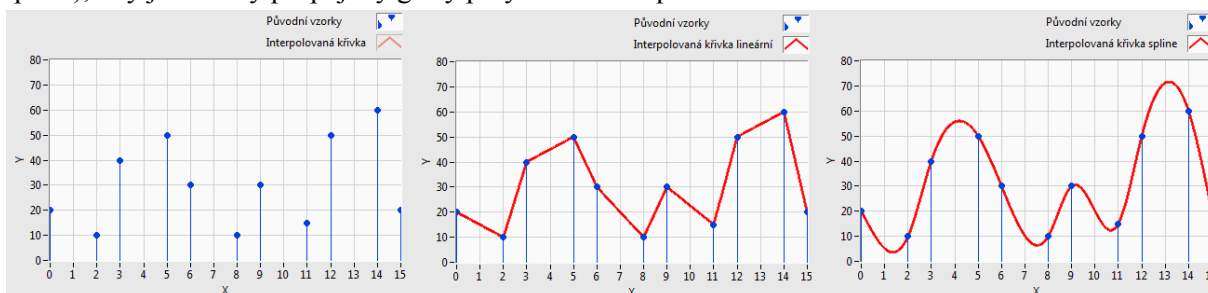


Obrázek 25: Detekce špiček a jejich vykreslení

Opět jsou zde pomocné funkce jako je výpis amplitud a časů do pole. Detekované body jsou přímo zobrazeny spolu s původním signálem v XY grafu. Pro správné vykreslení ve správném měřítku bylo nutné pro původní signál vytvořit časovou osu, která je jednoduše generována pomocí smyčky FOR, která každou svou iterací zvyšuje o čas dt určený vzorkovací frekvencí původního signálu.

V této fázi jsou připraveny body detekovaných špiček, tedy vzorky odhadované dechové křivky. Pro zobrazení plynulého, spojitého signálu budou tyto vzorky interpolovány, což zjednodušeně znamená nalezení přibližné hodnoty funkce mezi jednotlivými vzorky (inter-polare z latiny vylepšit vkládáním), používá se především v souborech naměřených dat, pro samostatné vzorky, které proloží

odhadnutou funkcí, podle použité metody. Nejjednodušší z nich je lineární, která využívá polynomu stupně $n=1$ a prokládá jednotlivé body přímkami. Zde byla ovšem vybrána kubická interpolace (též spline), kdy jsou body propojeny grafy polynomu 3. stupně.

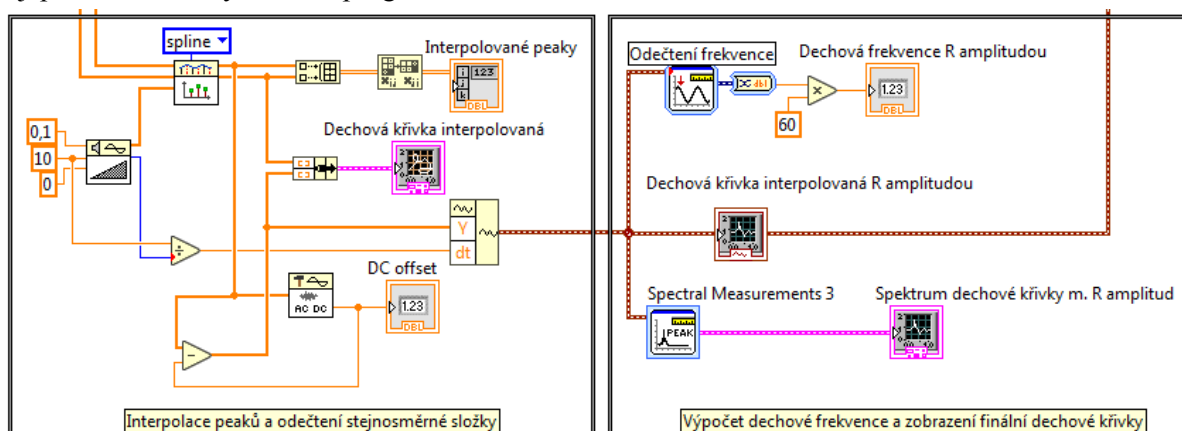


Obrázek 26: Interpolace (původní vzorky, lineární a spline interpolace)

Samotná interpolace je provedena v modulu Interpolate 1D, do kterého jsou přivedena data časů a amplitud nalezených špiček, zároveň je nutné na vstup přivést signál x_i , který určuje interval interpolace a jeho vzorkování. Pro výrobu toho signálu byl využit generátor s nastavenou časovou změnou 0,1 s a intervalem podle délky vstupního signálu. Výstupem je potom interpolovaný signál R amplitud, jakožto hodnoty x a y , které jsou opět pouze pro účely ověření zobrazeny. Metodu interpolace je možné změnit, dá se použít například i lineární, ale jako nejlepší se prokázala spline interpolace a proto byla taky nastavena jako výchozí. Dále je od tohoto signálu odečtená stejnosměrná složka U_{DC} , tedy napěťový posun, jehož výpočet vychází z uvedeného vzorce, a nakonec je možné vzorky opět transformovat na datový typ waveform.

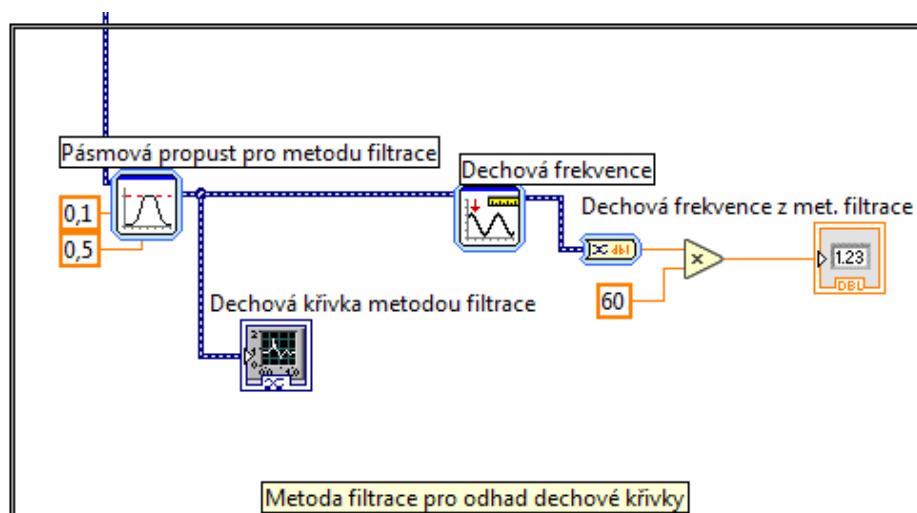
$$U_{DC} = \frac{1}{T} \int_0^T u(t) dt \quad (7)$$

Na výstupu se jedná již o konečnou odhadnutou dechovou křivku, která je v následujícím bloku vykreslena do grafu a zároveň vypočítána dechová frekvence za minutu. Frekvence z dechové křivky je odečtena pomocí Tone measurements, který provádí spektrální analýzu a vybírá složku s nejvyšší amplitudou v nastaveném pásmu, které je vzhledem ke klidové dechové frekvenci okolo 0,2 – 0,5 Hz (tedy přibližně 12 až 30 dechů za minutu). Znovu je přidáno měření spektra výsledné dechové křivky, které je v této fázi informační pro nastavení a ověření správné funkčnosti a nakonec nejspíš nebude ve výsledném programu zahrnuto.



Obrázek 27: Interpolace, vykreslení dechové křivky a výpočet dechové frekvence

Jako doplňkový blok a metoda bylo určení dechové křivky a frekvence ze spektra vstupního EKG signálu. Tato metoda je sice nenáročná, rychlá a postavena na jednoduchém principu (viz teorie), je ovšem ne příliš spolehlivá a navíc ji lze použít pouze tam, kde není filtrace driftu izolínie, a byla proto použita pouze jako možné srovnání. Skládá se pouze s pásmové propusti spektra signálu v rozmezí dechové křivky tedy přibližně 0,2 až 0,4 Hz. Pro tuto aplikaci byly použity hodnoty 0,1 až 0,5 Hz a filtr pátého řádu. Filtrovaný signál je poté zobrazen a rovněž je vypočítaná dechová frekvence. Bude na zvážení, zda tuto vedlejší metodu ve finální verzi ponechat nebo ji z programu odstranit.

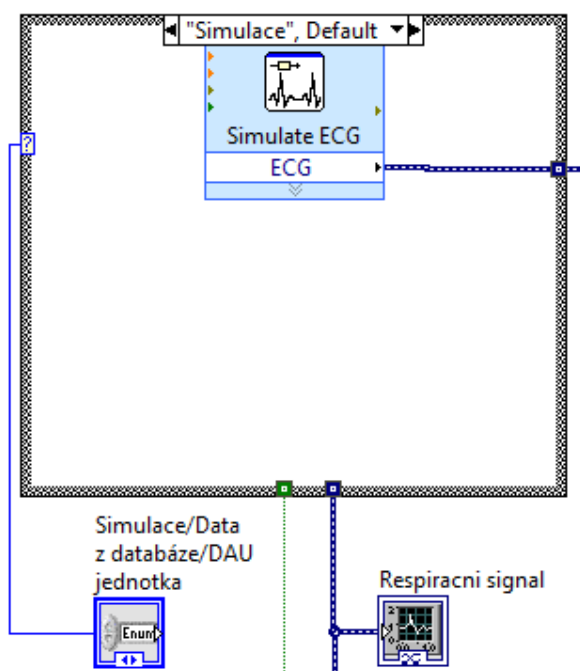


Obrázek 28: Metoda filtrace

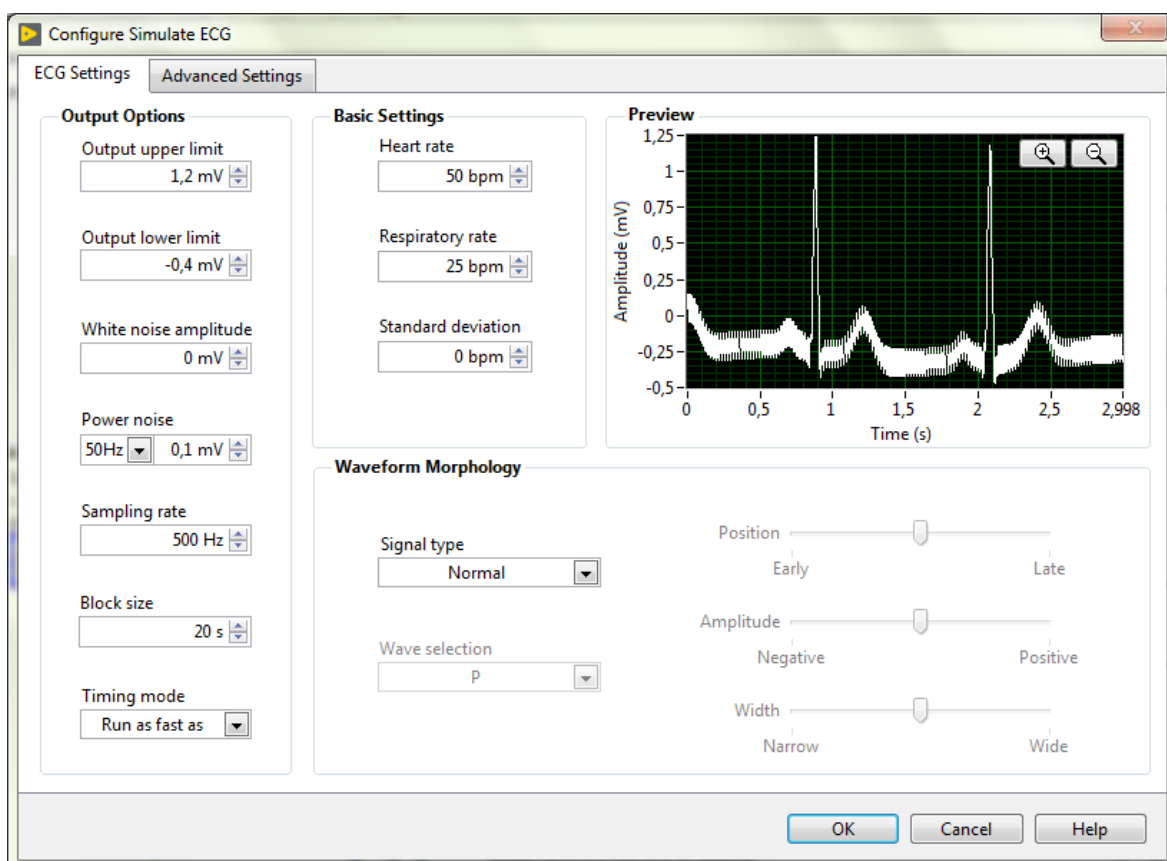
6.3. Zdroje signálů EKG

V této podkapitole je popsána vstupní část, ze které signál dále pokračuje ke zpracování. Byly použity tři různé zdroje EKG. Prvních z nich byl simulovaný signál EKG, se kterým se zároveň pracovalo při návrhu programu a testování jednotlivých částí, další je reálný naměřený signál z databáze a posledním reálný měřený signál naměřený DAU jednotkou.

Výběr signálu pro zpracování je vytvořen pomocí case struktury a na předním panelu se tak dá vybrat zkoumaný vstup. První z možností je simulace EKG, pomocí bloku Simulate ECG, obsaženého v biomedicínském toolkitu LabVIEW. Je možné nastavit různé parametry, jako je srdeční frekvence, dechová frekvence, jejich amplitudy, rušení signálu, vzorkovací frekvence a další. Celé nastavení simulace je na obr. 30.



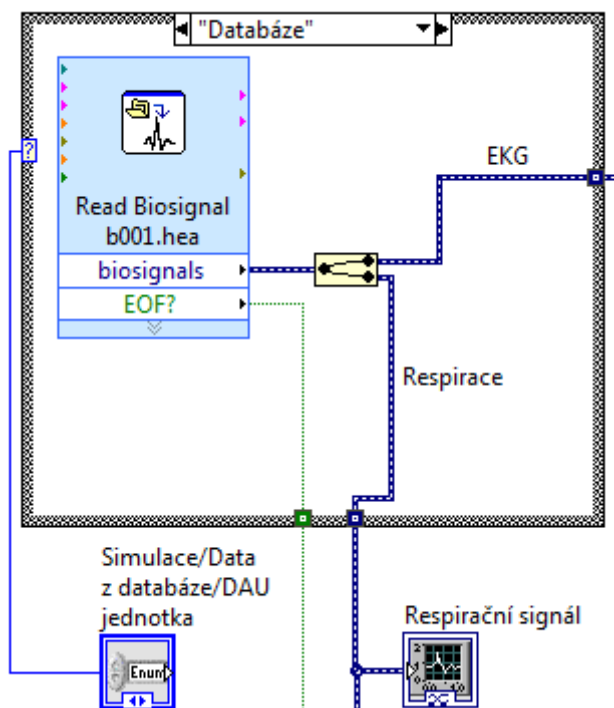
Obrázek 29: Výběr zdroje signálu pro zpracování



Obrázek 30: Simulace EKG – nastavení

Další možností signálu je nahrání datového souboru s naměřeným EKG dostupným v databázi s biomedicínskými signály PhysioNet [13], kdy jsou dostupné i kombinovaná měření s několika měřeními modalitami jako je EKG, CO₂, pohybová aktivita, dechová křivka a další. Proto je tento

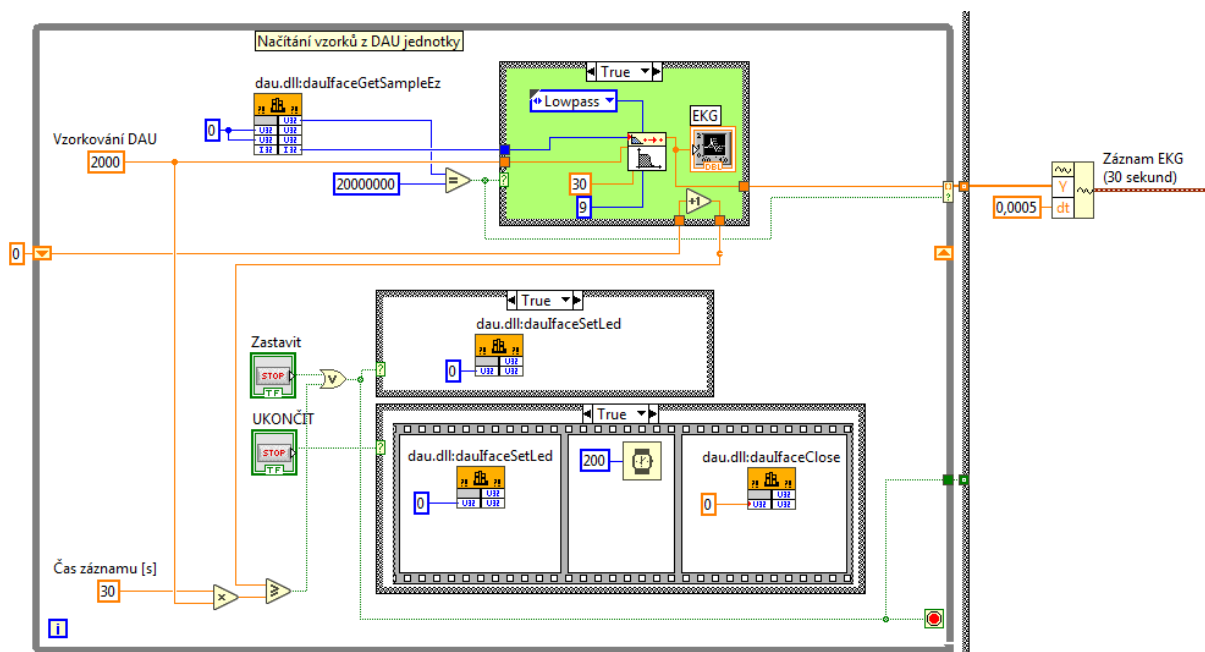
zdroj signálu velmi vhodný pro porovnání opravdové dechové křivky a křivky odhadnuté z EKG pomocí metody využití v této práci. Ke čtení záznamů slouží v LabVIEW blok Read Biosignal, ve kterém se nastaví cesta k souboru s daty a na výstupu jsou dostupné zvolené signály. V tomto případě tedy záznam signálu EKG a zároveň respirační křivka. Zároveň je výstupem také boolean hodnota, která je true, pokud jsou již přečtena všechna data, tedy je na konci souboru.



Obrázek 31: Čtení dat ze souboru

Poslední volbou nahrání dat v této práci je příjem vzorků z měřicího řetězce EKG pomocí DAU jednotky. Pro připojení a inicializaci a následné měření signálu se vycházelo s již navrženého programu pro DAU jednotku, který byl zjednodušen a upraven pro potřeby této práce. Signál s délkou 30 sekund měl být po nahrání, jako ve dvou předchozích případech, předán v case struktuře k předzpracování a následně pro metodu R amplitudy. Nakonec byl ale sběr dat i s jeho vyhodnocením realizován v samostatném LabVIEW vi, protože v původní verzi špatně fungovalo přepínání právě mezi jednotlivými zdroji měřených dat a tento problém se nepodařilo odstranit jinak než rozdělením na dva programy, jeden pro načtení dat z DAU jednotky a druhý pro data z databáze s možným přepnutím na simulaci.

Po stisknutí tlačítka „začít měření“ je jednotka inicializována, vymazána její paměť a započato měření, které trvá po dobu 30 sekund nebo do momentu stisknutí tlačítka „zastavit měření“ a poté je signál jako datový typ waveform předán do bloku zpracování.



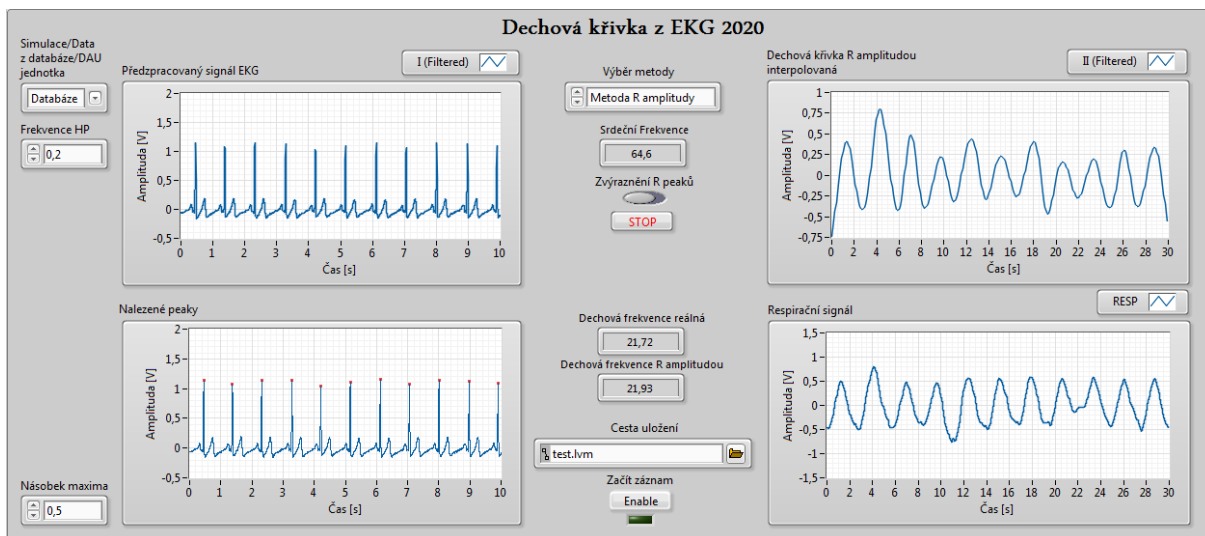
Obrázek 32: Načítání vzorků z DAU jednotky

Celý proces sběru vzorků z DAU jednotky probíhá ve smyčce while, která se opakuje dokud není naměřeno 30 sekund záznamu nebo do stisku tlačítka. Pro měření času záznamu je vytvořena pomocná proměnná, která je předávána pomocí shift registru a každou iteraci navyšována o 1. Zároveň musí být uplatněn filtr typu dolní propust, aby byl signál čistý, protože se zde značně projevilo indukované síťové rušení o frekvenci 50 Hz. Jednotlivé vzorky jsou předávány ze smyčky do indexovaného pole, dále je z nich vytvořen datový typ waveform a ten už je určen ke zpracování určenou metodou R amplitudy.

6.4. Ovládání a přední panel

Přední panel je nejdůležitější pro samotnou interakci mezi uživatelem a programem a měl by tudíž být dostatečně srozumitelný a estetický. Zde byl důraz kladen na jednoduchost v obou směrech, tedy co nejmenší počet ovládacích prvků pro jednoduchou ovladatelnost, zároveň s potřebnou funkcí.

Panel obsahuje čtyři grafy pro zobrazení signálu, možnosti výběru a pár tlačítek. Uživatel má možnost si vybrat zdroj dat pro zpracování, v konečné verzi tedy pouze simulaci nebo data z databáze, naměřená data z DAU jednotky se zpracovávají v samostatném programu. Dále je možné nastavit kritickou frekvenci filtru horní propusti, která je jako výchozí nastavená na hodnotu 0,2 Hz, a násobek maxima pro detektor špiček. Zároveň je možné vybrat zobrazenou metodu odhadu dechové křivky, kdy se ovšem téměř zásadně používá hlavní metoda této práce, tedy metoda R amplitudy. Dalším tlačítkem je zapnutí zvýraznění R kmitů, které je v některých případech vhodné pro lepší určení špiček. A nakonec se na panelu nacházejí indikátory, které ukazují srdeční frekvenci, dechovou frekvenci reálnou a dechovou frekvenci z metody R amplitudy s přesností na dvě desetinná místa.



Obrázek 33: Přední panel pro zpracování EKG z databáze

Pro verzi s nahrávání vzorků z DAU jednotky se vzhled a funkčnost mírně liší a to pouze třemi tlačítky - začít měření, zastavit měření a ukončit. Zároveň u něj není dostupný signál reálné respirační křivky, proto je v té verzi grafické zobrazení prázdné a taky není zobrazována reálná dechová frekvence.

7. Měření a výsledky

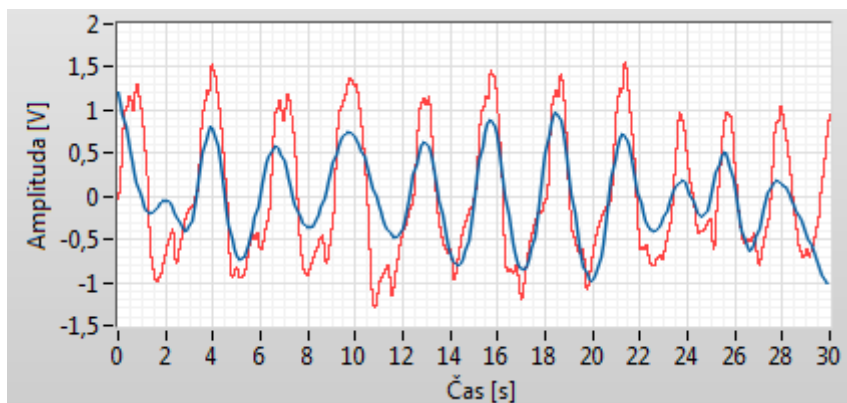
Provedení zvolené metody a zhodnocení výsledků bylo rozděleno na dvě části podle zdroje dat signálu EKG. První z nich je použití navrženého programu pro filtraci a metodu R amplitudy na datech již naměřených z databáze, které mají výhodu nahrávání elektrického signálu srdce a zároveň reálné respirační křivky, tedy je možné a poměrně jednoduché odhadnout křivku z EKG signálu pomocí zvolených metod porovnat s reálným dýcháním. Část s daty z databáze bude pokládána za hlavní, jelikož testuje samotný program pro zjištění dechové křivky na kvalitních datech, a na ni bude kladen důraz taky u výsledků.

Druhou z částí je naměření dat EKG u několika dobrovolníků přímo pomocí navrženého měřicího řetězce a skrze DAU jednotku. Tato část bude sloužit pro ověření funkčnosti měřicího řetězce a propojení s programem. Samotné měření bude prováděno na alespoň pěti zdravých lidech, v klidu, nejprve při spontánním dýchání a poté při dýchání podle metronomu se zvolenou frekvencí 20 dechů za minutu a to v programu `DechovaKrivka_final_DAU.vi` pomocí navrženého měřicího řetězce i upraveného EKG modulu k DAU jednotce. Program provede vždy sběr vzorků pomocí DAU jednotky tak, aby záznam byl dlouhý 30 sekund a až poté data vyhodnotí a zobrazí průběh dechové křivky.

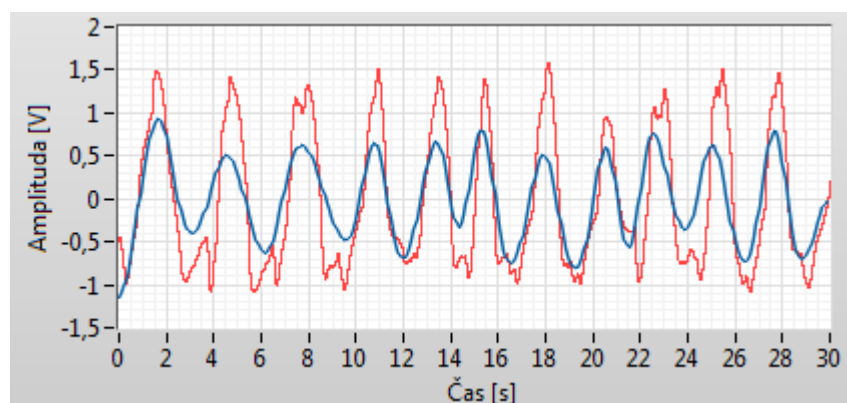
Vzhledem k situaci a lepší možnosti porovnání, se práce zaměřuje hlavně na zpracování a použití metody pro odhad dechové křivky z dat naměřeného EKG z databáze PhysioNet. V databázi bylo vybráno 10 elektrických signálů srdce od různých pacientů tak, aby splňovaly následující podmínky:

- Kombinované měření EKG a respirace zároveň
- Měření probíhalo na zdravých jedincích a v klidu
- Záznam je alespoň 5 minut dlouhý
- Šířka pásma EKG je alespoň 0,05 až 100 Hz

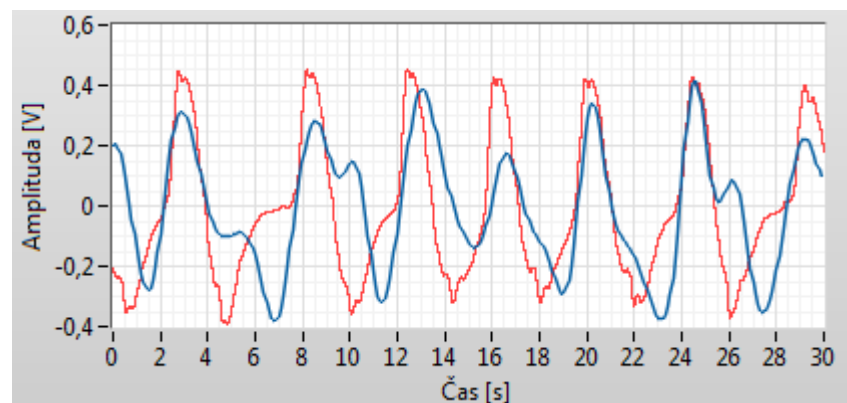
Jako soubor dat, která splňují všechny tyto podmínky, bylo nakonec zvoleno „Combined measurement of ECG, Breathing and Seismocardiograms“ [12][13] z konce roku 2014, kdy bylo měřeno na dvaceti zdravých pacientech, ležících pohodlně na posteli. Celkem bylo u každého z nich nahráno 60 minut dvou kanálů EKG o širce pásma 0,05 až 150 Hz a vzorkovací frekvencí 5 kHz, zároveň se signálem respirace a seismografu. Tato vybraná data byla pomocí bloku `Read biosignal` nahrána do programu `DechovaKrivka_final.vi`, který je popsán v předešlých kapitolách a má za úkol filtraci a zpracování signálu pro vyhodnocení dechové křivky z EKG. Program funguje ve smyčce a prochází naměřená data po 30 sekundových blocích, zobrazuje původní elektrický signál srdce a nalezené špičky, ale především interpolovanou dechovou křivku z metody R amplitudy a také reálnou naměřenou dechovou křivku pro porovnání. Pro lepší porovnání obou křivek byly pro tento účel u měření a zhodnocení obě křivky zobrazeny ve stejném grafu, jak je možné vidět níže na obr. 34, 35, 36. Zároveň je zobrazena dechová frekvence vycházející z použité metody, stejně jako ta reálná. Tyto hodnoty budou sloužit k porovnání přesnosti metody nebo spíše ověření její funkčnosti.



Obrázek 34: Srovnání dechové křivky u záznamu m019 (červená - reálná, modrá - odvozená z EKG)



Obrázek 35: Srovnání dechové křivky u záznamu b001 (červená - reálná, modrá - odvozená z EKG)



Obrázek 36: Srovnání dechové křivky u záznamu m020 (červená - reálná, modrá - odvozená z EKG)

Ze srovnání dechových křivek pro jednotlivé záznamy je možné vidět, že metoda v této podobě by byla dostatečná pro základní zobrazení dechové křivky, kde není potřeba velké přesnosti a zaměřuje se pouze na výdech a nádech pacienta, ale příliš by se nehodilo pro přesné monitorování. Zároveň je ovšem nutné mít dobře připevněné elektrody a dostatečně kvalitní záznam srdeční aktivity.

V tabulce níže jsou uvedné průměrné srdeční frekvence, reálné dechové frekvence a odvozené dechové frekvence získané zpracováním EKG pro šest různých záznamů jednotlivých pacientů pro zhodnocení výsledků.

Tabulka 2: Vyhodnocení průměrné dechové frekvence

Záznam	Srdeční frekvence [min⁻¹]	Reálná dech. frekvence [min⁻¹]	Odvozená dech. frekvence [min⁻¹]	Relativní chyba [%]
b001	65,53	21,75	21,72	0,28
b002	62,14	16,4	16,41	0,06
b003	69,5	16,6	16,46	0,84
b012	81,53	23,19	23,22	0,13
m001	66,67	18,83	19,01	0,96
m019	67,1	22,33	22,67	1,52

$$\delta_{b001} = \frac{|f_{odvozená} - f_{reálná}|}{f_{reálná}} \cdot 100 = \frac{|21,72 - 21,75|}{21,75} \cdot 100 = 0,28 \% \quad (8)$$

$$\delta_{celková} = \frac{\sum \delta}{n} = \frac{0,28 + 0,06 + 0,84 + 0,13 + 0,96 + 1,52}{6} = 0,63 \% \quad (9)$$

Nejedná se o žádnou statistickou studii přenosti metody, což ani nebylo cílem této práce, spíše pouze o ověření funkčnosti metody a funkčnosti programu. Celková relativní chyba pro vybrané záznamy byla 0,63 %, ale některé záznamy EKG, které nebyly tolik kvalitní nebo měly například pohybové artefakty, prokazovaly časté chyby promítnuté jak v dechové křivce, tak v odvozené dechové frekvenci. Došel jsem k závěru, že metoda v této podobě je dobrá pro základní zobrazení dechové křivky, kde není potřeba velké přesnosti, ale nehodí se pro přesné monitorování. Případně by se mohla využít ke sledování dechové frekvence při dostatečně kvalitním připojení elektrod a záznamu elektrické aktivity srdce.

Zároveň je ukázka fungování celého programu a zpracování dat této části v přílohách práce jako krátká videonahrávka, kdy se prochází záznam EKG z databáze po 30 sekundových blocích a je zobrazen průběh ve vytvořeném GUI programu.

8. Závěr

Tato práce se zabývá možnostmi měření dechové aktivity pomocí záznamu elektrického signálu srdce, tedy EKG. Monitorování respirační činnosti může být velmi důležité a v klinické praxi se na něj klade velký důraz. V teoretické části jsou popsány klasické metody pro měření dechové křivky, další možné alternativní metody a jejich výhody či nevýhody. Dále se práce zaměřuje již na odvození dechové křivky přímo z EKG, popisuje srdce, jeho činnost a vzájemné ovlivnění dechové a srdeční aktivity, a to především pohyb elektrod na hrudníku při nádechu a výdechu, modulace amplitudy QRS komplexů, změna srdeční frekvence v průběhu respirace a další, ze kterého jednotlivé metody vycházejí. Pro své přednosti, jako je například přesnost a rychlost, byla zvolena metoda R amplitudy, která vychází právě ze změny amplitud QRS komplexů EKG při každém respiračním cyklu.

Pro získání dat EKG u pacientů byl navržen měřicí řetězec, který má za úkol analogové zpracování před vstupem do DAU jednotky, která je použita jako analogově digitální převodník pro další číslicové zpracování v počítači. Pro stejný účel byl zároveň využit již navržený EKG modul k DAU jednotce, který byl ovšem upraven, především část filtrace, tak aby frekvenčně lépe vyhovovala potřebám metody.

Největší a nejpodstatnější částí této práce bylo navržení filtrů a dalšího zpracování pro odvození dechové křivky, které bylo nakonec provedeno v LabVIEW. Je popsán teoretický návrh provedení metody R amplitudy, spolu s vývojovým diagramem, který je poté převeden do programu v LabVIEW a jsou popsány jednotlivé bloky zpracování. Zároveň je vysvětleno fungování z pohledu uživatele, tedy chování a vzhled GUI, které slouží k interakci a zobrazení výsledné odvozené dechové křivky, ale zároveň i té reálné pro porovnání, a dále hodnoty srdeční frekvence, dechové frekvence reálné a dechové frekvence z odvozené dechové křivky.

Výsledný program pro vyhodnocení dechové křivky ze signálu EKG byl testován na záznamech elektrické činnosti srdce 10 pacientů, kteří byli v klidu a leželi, za použití databáze PhysioNet. Srovnání reálné a odvozené dechové křivky je možné vidět ve výsledcích měření. Zároveň byla vypočítána relativní chyba odvozené dechové frekvence od té reálné, která byla pro vybrané vzorky 0,63 %. Funkčnost metody i navrženého programu byla ověřena. Došlo se k závěru, že metoda v této podobě by byla dostatečná pro základní zobrazení dechové křivky, kde není potřeba velké přesnosti a zaměřuje se pouze na výdech a nádech pacienta, ale příliš by se nehodila pro přesné monitorování a diagnostiku. Pro metodu je potřebný velmi dobrý kontakt elektrod a kvalitně naměřené EKG bez artefaktů, proto i některá data nemohla být použita.

Jako další postup, možná rozšíření či zlepšení by bylo určitě dobré pokusit se vytvořit dokonalejší měřicí řetězec spolu s přenosem dat do programu pro zpracování a vyhodnocení dechové křivky, které by například zamezilo větším chybám při odchylkách měřeného EKG. A dále odzkoušení i jiných metod pro odvození dechové křivky.

Cílem této práce bylo popsat metody pro měření dechové činnosti, měření EKG a jejich ovlivnění, návrh měřicího řetězce, výběr metody pro odhad dechové křivky z EKG, spolu s jejím provedením v prostředí LabVIEW a ověřením na datech několika pacientů. Jednotlivé metody odvození dechové křivky byly prostudovány, program s vyhodnocením dat je fungující, byla ověřena jeho funkčnost v zobrazení dechové křivky, výsledky měření byly popsány a shrnuty.

Literatura

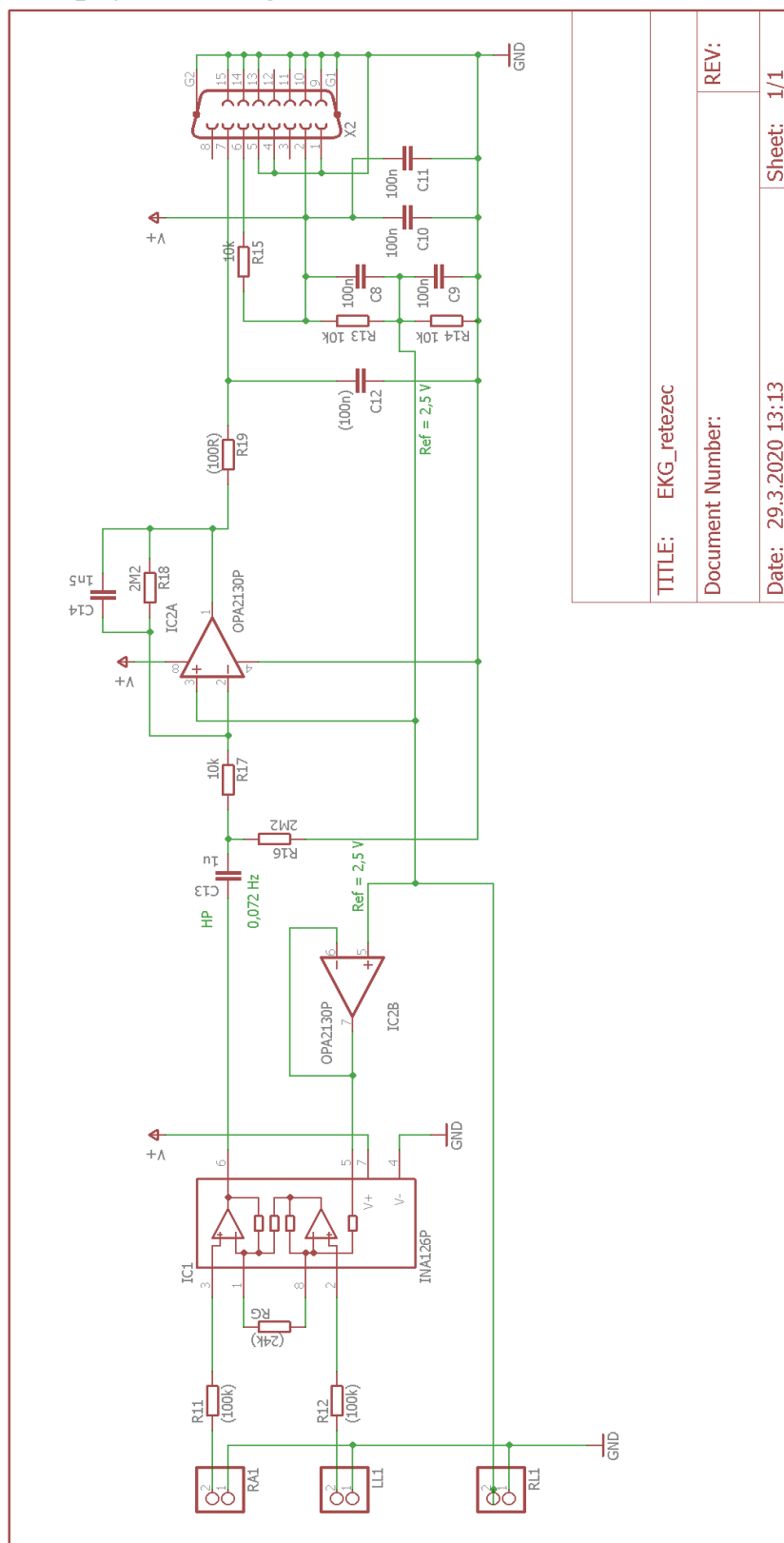
- [1] Fyziologie dýchání. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011 [cit. 2019-11-23], 263 - 314. ISBN 9788024730684.
- [2] Respirační diagnostika. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004 [cit. 2019-11-23], 285 - 319. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] VOJÁČEK, Antonín. Metody měření obsahu kyslíku v plynech i kapalinách. In: *Automatizace.hw.cz* [online]. 1997, 11. Červen 2017 [cit. 2019-11-23]. Dostupné z: <https://automatizace.hw.cz/mereni-obsahu-kysliku-v-plynech-i-kapalinach.html>
- [4] Převodní systém srdeční. In: *Fyziologie: Oběhový systém* [online]. Masarykova univerzita, Brno, 2012 [cit. 2019-11-23]. Dostupné z: <http://www.fsp.s.muni.cz/emuni/data/reader/book-3/08.html>
- [5] KYCHOT. Augmentované svody: ECG-Goldberger-R. In: *WikiSkripta: EKG vyšetření* [online]. [cit. 2019-12-07]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/a/a9/ECG-Goldberger-R.svg/300px-ECG-Goldberger-R.svg.png>
- [6] FONTANA J., TRNKA J., MAĎA P., IVÁK P. A KOL. Elektrokardiogram (EKG). *Funkce buněk a lidského těla : Multimediální skripta: Srdce* [online]. [cit. 2019-12-06]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [7] SOBRON, A. & ROMERO, I. & LOPETEGI, TXEMA. Evaluation of methods for estimation of respiratory frequency from the ECG. *Computing in Cardiology*. [online]. 2010, 2014, (37), 513 - 516 [cit. 2019-12-08]. ISSN 0276-6574.
- [8] ABI-ABDALLAH, Dima, Agnès DROCHON, Vincent ROBIN a Odette FOKAPU. Cardiac and Respiratory MRI Gating Using Combined Wavelet Sub-Band Decomposition and Adaptive Filtering. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2007, 35(5), 733-743 [cit. 2019-12-14]. DOI: 10.1007/s10439-007-9285-y. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-007-9285-y>
- [9] JANBAKHSHI, Parvaneh a Mohammad B. SHAMSOLLAHI. ECG-derived respiration estimation from single-lead ECG using gaussian process and phase space reconstruction methods. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2018, 45, 80-90 [cit. 2019-12-14]. DOI: 10.1016/j.bspc.2018.05.025. ISSN 17468094. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809418301332>
- [10] BAILÓN, RAQUEL, et al. ECG-derived respiratory frequency estimation. *Advanced methods and tools for ECG data analysis* [online]. 2006, 215-244 [cit. 2019-12-15]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/e848/7434508f57bc30bd363605f699a81a3b1468.pdf>

- [11] PROCHÁZKA, Michal. *Měření elektromyografického signálu* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2019-12-15]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136071>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [12] GARCÍA-GONZÁLEZ, M.A.; ARGELAGÓS-PALAU, A.; FERNÁNDEZ-CHIMENO, M.; RAMOS-CASTRO, J. A comparison of heartbeat detectors for the seismocardiogram. *Computing in Cardiology Conference (CinC)* [online]. 2013, , 461-464 [cit. 2020-03-27]. DOI: <https://doi.org/10.13026/C2KW23>. Dostupné z: <https://physionet.org/content/cebsdb/1.0.0/>
- [13] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals* [online]. 2003 [cit. 2020-03-27]. Dostupné z: <https://physionet.org>. Circulation. 101(23):e215-e220.
- [14] Filters. *Electronics Tutorials* [online]. 2016 [cit. 2020-05-14]. Dostupné z: <https://www.electronics-tutorials.ws/category/filter>
- [15] VIGGIANO, A & COPPOLA, GIANGENNERO. A Low Cost Amplifier and Acquisition System for Cortical-Electroneurography in Non-Human Applications. *Translational medicine*. 2014, 23-26. [cit. 2020-05-14]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/262150211_A_Low_Cost_Amplifier_and_Acquisition_System_for_Cortical-Electroneurography_in_Non-Human_Applications
- [16] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. [cit. 2020-05-14]. ISBN 0-471-15368-0.

Seznam příloh

- I. Schéma zapojení
- II. Návrh pro výrobu DPS
- III. Elektronické přílohy v digitální formě (jednotlivé programy + knihovna)

I. Schéma zapojení analogové části EKG



II. Návrh pro výrobu DPS analogové části EKG

